

BESCHICHTUNG
DES SUBPERIOSTALEN IMPLANTATES
MIT GLASKERAMIK

Eva Wüstinger

Disbui. München

1987





Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554822_0037

Aus der Abteilung für zahnärztliche Röntgenologie

(Vorstand: Prof.Dr.Dr. H.H. GRASSER)

der Klinik für

Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten

(Geschäftsführender Direktor: Prof.Dr. A. STAHL)

der Universität München

BESCHICHTUNG DES SUBPERIOSTALEN IMPLANTATES MIT

GLASKERAMIK

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Eva Wüstinger

aus

Ergoldsbach

Jahr

1987

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter Prof.Dr.Dr.H.H. Grasser
.....

Mitberichterstatter Prof.Dr.E. Sonnabend
.....

Prof.Dr.Dr.D. Schlegel
.....

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter Dr.Dr.H.H. Barth
.....

Dekan Prof.Dr.Dr.h.c.W. Spann
.....

Tag der mündlichen Prüfung 24.11.1987
.....

WIDMUNG

In aller Dankbarkeit, Liebe und Freundschaft für

Gerda, Hanns und Sondra

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
I. Einleitung	1
II.1. Geschichtliche Entwicklung der Implantologie	2
II.2. Implantologische Möglichkeiten im Kieferbereich	5
II.3. Enossale Implantate	7
II.3.1-6 Heutige implantologische Verfahren und Systeme	13
II.3.1. Enossale Metallimplantate	13
II.3.1.1. Nadelimplantate	13
II.3.1.1.1. Transdentale Fixation	15
II.3.1.2. Schraubenimplantate	17
II.3.1.3. Blattimplantate	21
II.3.1.4. Dreidimensionale Implantate	25
II.3.2. Enossale Kunststoff-Implantate	26
II.3.3. Kohlenstoff-Implantate	28
II.3.4. Keramik-Implantate	28
II.3.4.1. Bioinaktive Keramik (Al_2O_3)	29
II.3.4.2. Bioaktive Keramik	31
II.3.5. Subperiostale Implantate	32
II.3.6. Sonderformen der Implantate	36
III. Prinzipielle Probleme der Implantologie	39
III.1. Verlust des bindegewebigen Zahnhalte= apparates	39
III.2. Fremdkörperreaktionen der Implantate	41
III.2.1. Der Begriff der Metallose und der Korrosion	43
III.3. Implantate als Pforte von Fremdkörpern	45

III.4. Mechanisch-statische Eigenschaften der	
Implantatkörper	47
IV. Material und Methode	49
IV.1. Problemstellung	49
IV.2. Material	50
IV.2.1. Metall-Legierung	50
IV.2.2. Glaskeramik-Beschichtung	51
IV.3. Operations-Vorgehen	55
IV.3.1. Indikationen	56
IV.3.2. Kontraindikationen	57
IV.3.3. Zeitlich bedingte Kontraindikationen	59
IV.3.4. Operations-Verlauf	59
IV.4. Methode	65
IV.4.1. Implantatherstellungsverfahren	65
IV.4.2. Schnittanfertigung und Schnittge- staltungen	68
IV.4.3. Mikroskopmessungen der beschichteten Gerüste	69
V. Ergebnisse	70
V.1. Mikroskopische und zeichnerische Darstellung der Implantatschnitte	70
VI. Diskussion	87
VI.1. Problematik der ungleichmäßigen Beschichtungsstärke	87
VI.2. Vorschläge zur Verbesserung der genannten Schwierigkeiten	89
VII. Zusammenfassung	92
VIII. Tabellarische Schlußübersicht	I-III
IX. Schriftum	IV-XIV

I. EINLEITUNG

Eine der Hauptaufgaben der Zahnheilkunde ist die Wiederherstellung des teilweise oder gänzlich zerstörten Gebisses durch Prothesen. Doch trotz Ausschöpfung moderner prothetischer Verfahren gibt es immer noch Patienten, bei denen die herkömmliche Behandlung nicht zu optimalen Ergebnissen führt. Die Ursache ist meist in den ungünstigen anatomischen Verhältnissen des atrophierten Kiefers begründet, die sich auf konventionell prothetischem Wege nicht beheben läßt. Auch spielt die Psyche des Patienten eine nicht unwesentliche Rolle. So wird es verständlich, daß man immer bemüht war, eine Möglichkeit zu finden, dem prothetischen Ersatz einen funktionellen Halt zu geben. Mit Hilfe der Implantologie kann man, bei sinnvoller Kombination chirurgischer und prothetischer Arbeitsverfahren, das Behandlungsergebnis verbessern.

Viele der Patienten weisen aber eine Metallunverträglichkeit bzw. eine Allergie gegenüber dem Implantatwerkstoff aus Metall auf. Deshalb versucht man heute mit Hilfe biochemischer Mittel eine Besserung dieser Situation zu finden. Unter Berücksichtigung der Problemstellung wird zur Zeit in Deutschland die Implantologie zur Aufnahme von Zahnersatz praktiziert. Seit etwa 25 Jahren wird auf dem Gebiet der subperiostalen und seit etwa 20 Jahren auf dem Gebiet der enossalen zahnärztlichen Implantologie in der BRD gearbeitet.

In den sechziger Jahren hörte man viele negative Stimmen, dennoch läßt sich die Implantologie nicht aufhalten. Die Erfolgsaussichten wurden im wesentlichen durch die

modernen Operationsmethoden, sowie auch durch die neuen Werkstoffe, als auch durch die Einführung antibiotischer Mittel zur Einheilung verbessert.

Die wichtigste Frage ist: "Wird das Implantationsmaterial vom Körper des Individuums günstig aufgenommen? Wird das Implantat vom menschlichen Organismus toleriert, wenn die schützende Hülle der Haut oder Schleimhaut auf Dauer durchbrochen wird?"

Ziel dieser vorliegenden Arbeit ist, die Möglichkeit aufzuzeigen, mit Hilfe biochemischer Methoden eine Beschichtung des subperiostalen Implantates zu erwägen; dabei kommt es nicht darauf an, daß eine Verbundosteogenese erreicht wird, - dies ist ohnehin auf Grund der Relativbewegung und der Resorptionstendenz des Knochens nicht wünschenswert -, sondern sich zu fragen, inwieweit sich das subperiostale Implantat mit biochemischen Massen beschichten läßt und die Biokompatibilität gewährleistet ist.

II.1. GESCHICHTLICHE ENTWICKLUNG DER IMPLANTOLOGIE

Unter dem Begriff "dentale Implantologie" versteht man die Einpflanzung fremder Strukturen in das Kiefergewebe zur Schaffung von Halte- und Stützelementen für den Ersatz verlorengegangener Kaueinheiten.

Kulturgeschichtliche Funde aus Europa, dem Nahen Osten und Mittelamerika deuten darauf hin, daß die Menschen sich schon frühzeitig damit befaßten, in Verlust geratene Zähne

durch primitive Prothesenkonstruktionen zu ersetzen. Als Material wurden Menschen- oder Tierzähne, zahnärztlich geschnittene Holz-, Perlmutter-, Elfenbein- oder Knochenstücke benutzt, die mit Fäden oder Golddraht an den Nachbarzähnen befestigt wurden. Diese Zahnersatzstücke, die kaufunktionell praktisch wertlos waren und wohl lediglich nur dem Zweck dienen sollten, den Verlust der Zähne kosmetisch zu decken, waren zwar schon im zahnärztlichen Sinne Prothesen, aber keine alloplastischen Implantate. Sie wurden nicht in das Gewebe eingesetzt, sondern an besonders günstigen Stellen, den Restzähnen, befestigt. (SCHWINDLING 1960)

Die erste Nachricht über ein alloplastisches Implantat aus früherer Zeit stammt von ANDREWS (1895). Er berichtet über einen in Copan (Honduras) gefundenen Schädel, bei dem der erste Beweis prähistorischer Zahnheilkunde in Zentralamerika auftrat. Es handelt sich hierbei um einen seitlichen Schneidezahn, hergestellt aus einem dunklen Gestein, der in der Alveole des unteren linken Schneidezahnes steckte und selbst in den Wurzelpartien auf das Genaueste seinem Vorgänger entsprach. ANDREWS nahm an, daß die Ablagerung von Zahnstein ein Beweis für den Gebrauch des Implantates in der Mundhöhle sei. Untersuchungen von TRAININ (1957) ergaben allerdings, daß es sich um eine postmortale Implantation gehandelt hat. Der angebliche Zahnstein wäre dann als spätere Auflagerung zu deuten.

Im Jahre 1746 erschien ein zweibändiges Werk des französischen Zahnarztes PIERRE FAUCHARD, in dem sich die Zahnheilkunde langsam von der Chirurgie loslöste und sich inner-

halb der Medizin zu einer eigenständigen Disziplin entwickelte. FAUCHARD vereinte in diesem Standardwerk der Zahnheilkunde nahezu das gesamte zahnärztliche Fachwissen der damaligen Zeit. Er berichtet über ein alloplastisches Implantationsverfahren in seinem Werk "LE CHIRURGIEN DENTISTE", lehnt es aber mit folgenden Worten ab:

"Nachdem ich nun der Welt so viele Mittel offenbahret und mitgetheilet habe, die dahin gehen, wie man Kunstzähne für die natürlichen in die Stelle setzen kan; nachdem ich auch die Methoden dazu umständlich beschrieben, die denn auf meine eigene Erfahrung gegründet, auch zureichend auf alle Arten von Fällen, wo was ersetzt werden soll: so meine ich nicht unbillig mir die Hoffnung zu machen, daß man viele Mißbräuche abstellen werde, die tagtäglich begangen werden; auch man nicht mehr auf den Anschlag gerathen werde, daß man Löcher durch das Zahnfleisch durch und durch bohret, Stiffte oder Pinnen dadurcheinsteckt, und daran ein beinernes Kunststück, so aus vielen Zähnen bestehet, aufhänget, um damit die Schneidezähne und die Hunds Zähne am oberen Kinnbacken zu befestigen.

Die Pinnen, wodurch bey dieser Operation das Stück Gebein befestigt wurde, waren umgebogen fast wie ein Haacken, sie drungen hinein in den Grund oder das Fundament des zween mittelsten Zähne des Kunststückes; auch gingen sie durch das Zahnfleisch heraus, und ward also dieses Stück daran aufgehängen auf die Art wie Ohrgehänge, dergestalt daß

dieses so zu sagen hin und her wanckende Zähne waren, welche nicht nur von der Zunge, sondern auch von der Luft, die in den Mund hinein und aus demselben herausgehet, sich fortstossen lies. Solches Stück zerrete denn und marterte das Zahnfleisch über die Maßen sehr." (zitiert nach VACHUDA-LENK 1952)

Nach dieser Veröffentlichung von FAUCHARD erschienen in mehreren europäischen Ländern zahnmedizinische Fachbücher, in denen bekannte Zahnärzte ihre Methoden und Erkenntnisse publizierten.

In England war es JOHN HUNTER, der die wissenschaftlichen Grundlagen zur zahnärztlichen Anatomie legte und die Ende des 18. Jahrhunderts in Mode gekommene Transplantation von Zähnen befürwortete. (zit. n. LÄSSIG 1984)

Die moderne Zahnheilkunde, die sich im 19. Jahrhundert langsam anbahnte, nahm gleichzeitig mit der Entwicklung der normalen prothetischen Versorgung den Gedanken auf, verlorengegangene natürliche Zähne durch künstliche auf dem Wege der Implantation zu ersetzen. Wahrscheinlich wurde man durch erfolgreiche Re- und Transplantation natürlicher Zähne zu einem solchen Schritt ermuntert.

II.2.IMPLANTOLOGISCHE MÖGLICHKEITEN IM KIEFERBEREICH

Auf Grund der anatomischen Lokalisierung läßt sich nachfolgende Typisierung aufstellen:



1. Das enossale Implantationsverfahren:

Blätter, Nadeln, Schrauben, künstliche Wurzeln aus Kunststoff, keramische Massen, Metall oder Kohlenstoff werden in den alveolären und teilweise auch in den basalen Knochen eingebracht. Die enossale Implantation erstrebt die Befestigung eines Zahnes oder mehrerer künstlicher Zähne im Kieferknochen.

2. Das perossale, submuköse, intramuskuläre und perimandibuläre Implantations- und Prothesenverankerungsverfahren:

Diese verschiedenen Implantationsarten dienen zur Verankerung von partiellem oder totalem Zahnersatz. Sie werden heute nur noch selten angewendet.

3. Das subperiostale Implantationsverfahren:

Ein zwischen Periost und Knochen gelagertes Implantatgerüst, dessen Gestalt, sei es geprägt-perforiert, gegossen-perforiert oder eine Rahmenkonstruktion, auf die die Form und das Oberflächenrelief der Mandibula bzw. der Maxilla abgestimmt ist, sorgt für die Abstützung des Implantatzahnersatzes und soll dabei möglichst bündig dem Knochen anliegen.

4. Das Kombinationsverfahren:

Zusätzliche Abstützungs- und Fixierungsmöglichkeiten sind hier durch Kombination der einzelnen Verfahren (endodontisch-enossal oder enossal-subperiostal) gegeben.

II.3. ENOSSALE IMPLANTATE

1809 beschrieb MAGGIOLO die Implantation einer "künstlichen Wurzel", die sich im Prinzip nicht von der heute angewandten Technik unterscheidet:

Zunächst wurde die nicht erhaltungswürdige Wurzel möglichst gewebsschonend entfernt, dann sogleich das vorbereitete Implantat aus 18 karätigem Gold "mit Kraft" in die Alveole gestoßen. Diese Kunstwurzel bestand aus 3 Teilen:

- einer Kanüle
- einem kugelförmigen Gebilde aus 4 Goldblattfedern
- einer ovalen Abschlußplatte.

Diese 3 Teile wurden zusammengelötet, wobei 3 von den 4 Goldblattfedern in der Mitte der Kanüle angelötet wurden. Die vierte Feder blieb freibeweglich. Beim Einbringen in die Alveole drückten sich die 4 Federn eng an die Alveolenwand, die vierte Feder wurde jedoch unter Spannung gesetzt und so gewährleistete diese originelle Konstruktion der künstlichen Wurzel einen festen mechanischen Halt. Nach ungefähr einem Monat, wenn die Wurzel fest angewachsen war, wurde die künstliche Krone bzw. der Stiftzahn in dem Lumen der Kanüle befestigt. (zitiert nach KIRK 1913, HOFFMANN-AXTHELM 1984)

Die Erfolge, die sich der Erfinder MAGGIOLO erhoffte, blieben aus und so wandte man sich einem neuen Verfahren zu, das seit AMBROISE PARÉ bekannt war. Es handelte sich um die Re- und Transplantation von Zähnen. Bei der Transplantation kam es in jener Zeit gar nicht darauf an, von

welchen Personen die natürlichen Zähne gewonnen wurden, ob von Lebenden oder von Toten. Auch der Zustand der Zähne spielte anscheinend keine Rolle, denn man pflanzte "frische" und jahrelang "abgelagerte" Zähne ein. Die Erfolgszeiten schwankten zwischen einigen Wochen bis zu 12 Jahren. Infolge der bekannten Wurzelresorptionen fielen dann die Zähne aus.

Der Amerikaner YOUNGER (1875) erwarb sich auf diesem Gebiet einen großen Ruf, der bis in die europäischen Länder reichte, da er als erster mit einem speziellen Trepanbohrer künstliche Alveolen schuf.

Der Hauptgrund, daß die Methode von PARÉ und YOUNGER verworfen wurde, war die Unmöglichkeit der Sterilisation des natürlichen Zahnes. Die Vermeidung von Infektionen war nicht auszuschließen, da man nie genau wußte, mit welcher Krankheit (Tuberkulose, Lues usw.) der Zahnlieferant möglicherweise behaftet war.

Durch diese Nachteile angespornt, berichteten zahlreiche Autoren über Vorschläge und Versuche an Tier und Mensch mit Implantationen aus alloplastischem Material.

PERRY (1888) konstruierte eine künstliche Wurzel aus Platindraht und Pyrophosphatzement, die angeblich Erfolg versprach.

FRANTZEN (1889) setzte 2 Patientinnen Zähne mit Lithoid-Wurzeln (Zelluloid) und Logan-Kronen in die Zahnalveolen ein.

ZNAMENSKY (1891) implantierte Zähne aus vulkanisiertem Kautschuk und Porzellan, die im Bereich der Wurzeln über

Öffnungen verfügten, damit Granulationsgewebe eindringen konnte, um so den Zahn zu festigen.

Das Porzellan diente auch HILLISCHER (1891) als alloplastisches Implantationsmaterial. Er kreierte die sogenannten Continous-Gum-Zähne: Porzellanzähne mit einer flachen Wurzel-



oberfläche, die an der oralen Wurzel-
fläche durch ein korbartiges Gebilde
aus Platinblech und Platindraht er-
weitert waren. Dieser Metallkorb sollte
ebenfalls zur Retention dienen.

Abb.1: Zahnimplantat nach HILLISCHER

Es gab noch viele andere Hinweise, die die Indikation zur Implantation beträchtlich erweitern sollten, so z.B.:

HARTMANN (1891) machte den Vorschlag, prothetischen Platten-ersatz durch Schrauben an implantierten alloplastischen Wurzeln zu befestigen.

GÜNGERICH (1891) stellte Porzellanwurzelzähne mit Retentionsnischen vor.

FADENHECHT (1908) befaßte sich mit dem Ausfüllen der Alveole mit plastisch härthbarer Masse, einer Goldamalgame-Mischung.

Ungefähr zur gleichen Zeit berichtete REINMÜLLER (1909) über erfolglose Tierversuche mit Hunden, wobei er verschiedene Modifikationen von Porzellan-, Elfenbein-, massiven und perforierten Goldwurzeln benutzte.

SCHRÖDER (1911) stellte mit seinen Implantatversuchen im Kieferknochen mit verschiedenen Fremdkörpern wie Gold, Magnesium, Galalith und Porzellan fest, daß die

festen, nicht resorbierbaren und dem Knochen fremden Stoffe im Knochen wie in bindegewebigen Weichteilen von einer bindegewebigen Membran umgeben werden, die wenig Neigung zur Verknöcherung hat. Stoffe dagegen, die dem Knochen verwandt sind, wie das Elfenbein, verhalten sich im Knochen völlig anders als in bindegewebiger Umgebung.

Als erster benutzte GREENFIELD (1913) eine Platin-Iridium-Legierung zur Vermeidung von Korrosionserscheinungen, wobei auch die Festigkeitswerte der Legierung eine Rolle spielten. Er fertigte eine zylindrische, käfigförmige, künstliche Wurzel an, durch deren Maschenetz das Granulationsgewebe durchwachsen, sich bindegewebig organisieren bzw. verknöchern sollte.

1934 knüpfte ABEL an das Gelingen seiner Implantatoperationen die Voraussetzung, daß das Mundhöhlenepithel sowie das darunterliegende Bindegewebe, welches mit dem Implantat in einem engen Kontakt steht, in keiner Weise gereizt werden sollte. Deshalb käme als Material für dieses Gewebe nur Glas oder glasiertes Porzellan in Frage, während die Art der Befestigung im Kiefer von untergeordneter Bedeutung sei.

Um die Sekundärinfektion während der Einheilphase zu vermeiden, implantierte SCHNEIDER (1937) Elfenbeinwurzeln, in denen sich ein Goldkern zur späteren Aufnahme einer künstlichen Krone befand. Dieses neuartige, chirurgisch-prothetische Vorgehen bedurfte einer zweiteiligen Operation. In der ersten Sitzung wurde der wurzelförmige Elfenbein-

körper implantiert, und nach belastungsfreier Einheilung in einer zweiten Sitzung, ca. 6-8 Wochen später, der Schleimhaut-Periostklappen im Bereich des Implantates nochmals geöffnet, um eine künstliche Krone am Goldkern der Elfenbeinwurzel zu befestigen.

GATZKA (1938) bediente sich bereits genormter Porzellan-körper, die er sofort nach der Extraktion mit Befestigungselementen in die Alveole setzte.

Nachdem ein neuer Basiswerkstoff, der Kunststoff (ein Methacrylsäuremethylester), in der prothetischen Zahnheilkunde fast ausschließlich Verwendung fand, erregte er auch das Interesse der Implantologen. Die ersten Versuche wurden in Frankreich von BLUM und MARMANDE (1948) durchgeführt. Damit die Kunststoffwurzel einen exakteren Sitz und eine bessere Retention habe, erweiterten MAUREL und ROTTEMBERG (1952) am Apex die Alveole, füllten diese mit flüssigem Autopolymerisat auf und ließen es erhärten. Klinische Gewebsschäden seien, laut Autorenaussage, durch das flüssige Monomer nicht aufgetreten.

Die Liste der Autoren, die sich mit Kunststoff als Implantationsmaterial beschäftigten, nahm ständig zu.

FLOHR (1953) verwendete spezielle Knochengewindeschneider. HEISS (1953) fertigte Mischimplantate an, um eine knöcherne Verwachsung zu erreichen. Diese Mischimplantate waren aus Kunststoff mit impaktiertem, resorbierbarem, organischem Material, durch dessen Abbau würden die entstandenen Hohlräume durch Knochenanbau wieder ausgefüllt werden, so daß

sich ein Kunststoffnetzgebilde ergeben würde.

STAEGEMANN (1953) und RAUSCHER (1955) benutzten ebenfalls eine Kunststoff-Elfenbein-Kombinationswurzel.

Ähnliche Versuche mit geringen Unterschieden führten in den folgenden Jahren CIRIELLO (1954), FISCHER (1954), HERVIER (1954), MEYLAN (1954), RIALLAND (1955), HOPPE und BREMER (1956) und ROGHE (1956) durch.

HEGEDÜS und INKE (1957) stellten fest, nachdem sie die erwähnten Verfahren im Tierversuch wiederholten, daß alle mit Autopolymerisat eingesetzten Kunststoffwurzeln vom Organismus eliminiert wurden. Der Nachweis einer knöchernen Verbindung war nicht möglich. Nur bei den Mischimplantaten kam es in 50% der Fälle zu einer bindegewebigen Einheilung.

Auf den nachfolgenden Seiten soll ein kurzer Überblick über die heute klinisch angewandten Systeme gegeben werden. Die Einteilung nach SPIEKERMANN (1978) unterscheidet und klassifiziert die einzelnen Verfahren jeweils nach dem verwendeten Werkstoff. Außerdem werden nur die Implantationsverfahren genannt, die in den letzten Jahren wissenschaftlich oder hinsichtlich ihrer praktischen Anwendung von Bedeutung waren.

II.3.1-6 HEUTIGE IMPLANTOLOGISCHE VERFAHREN UND SYSTEME

Einteilungstabelle:

II.3.1. Enossale Metallimplantate

1. Nadelimplantate

Sonderform der Nadelimplantate: transdentale
Fixation

2. Schraubenimplantate

3. Blattimplantate

4. Dreidimensionale Implantate

II.3.2. Enossale Kunststoff-Implantate

II.3.3. Kohlenstoff-Implantate

II.3.4. Keramik-Implantate

1. Bioinaktive Keramik (Al_2O_3 -Keramik)

2. Bioaktive Keramik

II.3.5. Subperiostale Implantate

II.3.6. Sonderformen der Implantate

II.3.1. ENOSSALE METALLIMPLANTATE

II.3.1.1. NADELIMPLANTATE

Der Amerikaner BONWILL (1895) implantierte bereits im vorigen Jahrhundert stab- und nadelförmige Gold- und Iridiumstifte. Dieses Verfahren geriet in Vergessenheit, bis der Franzose SCIALOM (1962), fast 70 Jahre später die Idee des Stiftimplantates erneut publizierte. Das Prinzip der Nadelimplantation besteht darin, mehrere Tantalnadeln nach Vorbohren eines Kanals, der bis in den harten, kortikalen Knochen reichen muß, mit dem

Hammer einzuschlagen. Die Nadeln nach SCIALOM weisen eine selbstschneidende, gehärtete Spitze und ein flügelförmiges, abgeplattetes Ende auf. Mit Hilfe eines auf die flügelförmigen Enden der Nadeln passenden Mandrells wird das Implantat mit möglichst geringer Tourenzahl unter Spraykühlung selbstbohrend in den Knochen eingebracht und entsprechend der individuellen Situation parallel gebogen und gekürzt. Die Nadeln können entweder in Form eines Bipods (Zweibein) oder eines Tripods (Dreibein) angebracht werden, wobei die aus dem Zahnfleisch herausragenden Teile der Pfeilergestaltung dienen. SCIALOM nennt dafür mehrere Möglichkeiten:

- direkte Verankerung des Zahnersatzes auf den Stiften,
- Aufbau eines Pfeilers aus Autopolymerisat,
- Aufbau mit Hilfe einer Teflonkappe, die durch schnellhärtenden Kunststoff auf den Nadeln fixiert wird.

PRUIN (1974) empfiehlt, mehrere Nadeln im Unterkiefer einzuführen, entweder in Form einer Nadelreihe oder mehrerer sogenannter Dreibeine, wobei hier eine Stegverbindung der herausragenden Teile möglich ist.

Die Beurteilung in der Fachliteratur ist unterschiedlich. Eine Reihe von Autoren weisen auf Gefahren und Schäden bei der Implantation von Nadeln hin und beurteilen sie insgesamt als negativ. Unter den künstlich-geschaffenen Pfeilern werden nach LHOTSKY (1972) keine parodontal-hygienischen Verhältnisse geschaffen.

Auch LINKOW (1970) und SCHLEGEL (1974) heben hervor, daß bei Belastung der Nadeln die Kaudruckverteilung, bedingt

durch die Form der Nadeln, sehr mangelhaft ist und die Empfindlichkeit bei axialer Belastung enorm groß ist. Auf Grund der glatten Nadeloberfläche und der scharfen Nadelspitzen befürchten sie eine frühzeitige Überbelastung des Knochens und ein Absinken der Nadelimplantate.



Abb.2: Nadelimplantat (Tripod) zum Ersatz eines fehlenden oberen Eckzahnes (n. ACKERMANN 1969)

II.3.1.1.1. TRANSDENTALE FIXATION

Ein ähnliches Prinzip der Nadelimplantationen liegt der endodontisch-enossalen Stabilisierung von Zähnen zugrunde, bei der ein gelockerter Zahn, dessen Halteapparat unversehrt ist, durch eine in Achsenrichtung des Zahnes in den Knochen geführte Nadel fixiert wird. Allerdings besteht hier keine Verbindung des Transplantates zur Mundhöhle. Es handelt sich also um ein geschlossenes Implantat. (DIETZ 1976)

Bei der von PRUIN (1974) angegebenen Methode wird der chirurgische Eingriff mit einer Wurzelspitzenresektion

begonnen, um so unter Sicht den selbstbohrenden Implantatstift durch den Zahn und die Resektionshöhle hindurch in den Kieferknochen einzudrehen. Der Titanstift wird mit Phosphatzement, der unter Druck in den Spalt zwischen Wurzelkanalwand und Stift eingepreßt wird, in der Zahnwurzel fixiert.

Bei der transdentalen Fixation reicht der Stift über den Apex hinaus in den Knochen. Sinn und Zweck ist, durch den in den Knochen eingebrachten Stift die Kronen-Wurzel-Relation eines parodontal oder traumatisch geschädigten Zahnes zugunsten der Wurzellänge und damit statisch günstig zu ändern. Grundsätzlicher Vorteil der transdentalen Stabilisierung ist, daß die nach der Apektomie verbleibende Zahnwurzel als "biologischer Kragen" (n. PRUIN) den epithelialen Abschluß zur Mundhöhle gewährleisten kann. Dies setzt nach WIRTZ (1970) voraus, daß mindestens ein 3 mm breiter Saum intakten Periodontiums verbleibt, um eine Verbindung von Zahnfleischtasche zum Apex und damit zum Implantat auszuschließen.

II.3.1.2. SCHRAUBENIMPLANTATE

Das Prinzip der Schraubenimplantate besteht darin, daß nach Vorbohren und Gewindeschneiden eine Metallschraube in den Knochen eingedreht wird. Technisch gesehen werden Schrauben definiert als "Maschinenelemente, die der Herstellung einer lösbaren Verbindung dienen". In der zahnärztlichen Implantologie sollen die Schrauben möglichst stabil und unlöslich im Knochen befestigt sein.

Die ersten bekannten Schraubenimplantate stammen von den Gebrüdern STROCK (1939). Sie verwendeten Osteosyntheseschrauben nach VENABLE. Auffallend an diesem speziell entwickelten Schraubenimplantat aus Vitallium, eine Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung, waren die ausgedehnten Gewindgänge und die halbkugelig abgerundete Spitze. Zu dieser Zeit wurden verschiedene Schraubenformen entwickelt, die in ihren äußeren Abmessungen speziell auf die Kieferverhältnisse abgestimmt waren.

1934 veröffentlichte ABEL die Ergebnisse seiner Tierversuche mit den implantierten Wilpa-Kieferschrauben. Diese Schraube bestand aus einem schmalen, metallischen Schraubenteil mit sehr flachem, steilem Gewinde und einem aufgeschraubten, zylindrischen Porzellankörper.

BLUM (1948) pflanzte Kunststoffschrauben mit einem Holzschraubenprofil ein.

FLOHR (1953) verwendete Methacrylatschrauben mit Spitzgewinde und CIRIELLO (1954) eine konisch zulaufende Kunststoffschraube mit einem Flachgewindeprofil und

abgerundeter Spitze.

Um die Gewebeverträglichkeit zu erhöhen, konstruierte RAUSCHER (1955) ein Kunstwurzelimplantat mit Elfenbeinzusatz. Der Stahlkern bestand aus einem apikalen Gewindeteil aus Methacrylat und einen durch Zwischenscheiben verlängerbaren Mittelteil, der mit einer Kunststoff-Elfenbein-Mischung umgeben war. Ein aufsteckbarer Kunststofffeiler mit einer ausgeprägten zirkulären Nut und einem cervikalen Tellerrand bildete den marginalen Abschluß. Um den postoperativen Sekretabfluß nicht zu behindern, hatte RAUSCHER den "Kragen" perforiert und in das Spitzgewinde des apikalen Teiles Längsrillen eingefräst. Durch abgestimmte Vorbohrer und Gewindeschneider wurde ein exakter primärer Sitz der Schraube erreicht.

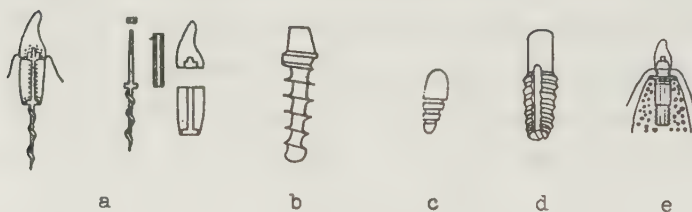


Abb.3: Historische Schraubenimplantate:

a) Wilpa-Kiefer-Schraube n. ABEL, b) Venable-Schraube n. STROCK, c) n. CIRIELLO, d) n. FLOHR, e) n. RAUSCHER, (n. RANDZIO 1976)

Die von SANDHAUS (1969) entwickelte CBS-Schraube (Crystalline Bone Screw) besteht aus einer Keramikmasse (siehe Keramikimplantate). Die sechseckige Form des Pfeilers geht direkt in den Gewindeteil mit einem abgerundeten Säge-

profil über. Der quere Einschnitt auf der apikalen Stirnfläche soll nach dem Einwachsen von Bindegewebe die Selbstlösung der Schraube verhindern.

Weitere Schraubenformen aus Metall wurden von KANTH (1964), LINKOW (1966), TRAMONTE (1965) und HEINRICH (1971) angegeben. LINKOW fertigte eine Titan-Schraube ("vent plant") mit einer Fensterung im apikalen Bereich an. Im Gegensatz zur KANTH'schen Schraube, die gekennzeichnet ist durch eine konische Schraubenform, flaches Spitzgewinde, abgerundete Spitze und ein im Schraubenkern untergebrachtes Stoßdämpfungselement, hat der Italiener TRAMONTE eine zylindrische Tantalschraube mit weit ausladenden Gewindengängen, schmalen Kerndurchmesser und einem relativ scharfkantigen Flach- oder Trapezgewinde vorgestellt. HEINRICH verwendet eine modifizierte Tantalschraube von TRAMONTE, die in den äußeren Abmessungen fast gleich ist.

Einige Autoren (HEINRICH 1972, PRUIN 1974) versprechen sich durch größere Gewindeflächen eine bessere Druckverteilung auf entsprechend größere Knochenflächen und eine Reduzierung der Schräg- und Scherbelastungen.

Die spannungsoptischen Untersuchungen von RANDZIO (1976, 1977) weisen nach, daß scharfe Gewindegrate, spitze Winkel und schiefe Ebenen an den Implantaten sich belastungssteigernd auswirken. An den abgerundeten Ecken kommt es zu erhöhter Beanspruchung. Das Schraubenimplantat (GS 6) nach HEINRICH läßt bei engem Kontakt zum Knochenlager eine gleichmäßige

axiale Belastung über die Mehrzahl der Gewindegänge erwarten. Eine leichte Erweiterung des Implantatlagers, vergleichbar einem tütenförmigen Knochenabbau, führt zu einer deutlichen Verschlechterung der Belastungssituation. Die tragenden Teile dieser Schraube sind im wesentlichen die Gewindegänge, der Schraubenhals und die Spitze, nicht dagegen der Schraubenkern. Nach RANDZIO wäre die Belastungssituation theoretisch durch ein nicht zu ausladendes Rundgewinde oder ein abgerundetes Sägewinde zu verbessern. Bei dem in den letzten Jahren am häufigsten im deutschsprachigen Raum angewandten Schraubenimplantat nach HEINRICH handelt es sich um ein spitzes Trapezgewinde. Welche Gewindeform für die Anwendung im Knochen am besten geeignet erscheint, wird in der Literatur unterschiedlich beurteilt.

Man unterscheidet folgende Gewindeprofile:

Abb.4: nach RANDZIO (1976)

- | | |
|------------------|---|
| a) Spitzgewinde |  |
| b) Trapezgewinde |  |
| c) Sägewinde |  |
| d) Rundgewinde |  |
| e) Flachgewinde |  |

Schrauben mit Spitzgewinde sind im Gegensatz zu Flachgewinde-Schrauben selbstsperrend und erzeugen eine höhere Reibungskraft. Für sogenannte Arbeits- oder Bewegungsschrauben verwendet man Flach-, Trapez- und Sägewinde. Bei Rundgewinden kann der Gewindegat nicht so leicht beschädigt werden.

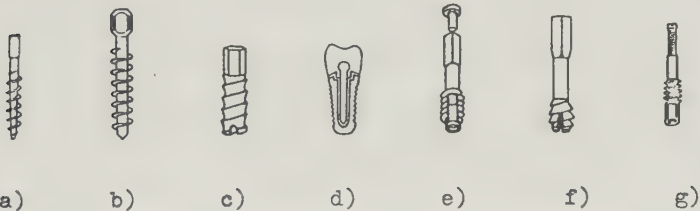
Über die Liegedauer und die Prognose der verschiedenen

Schraubenimplantate wurden in der Fachliteratur nur unzureichende Angaben gemacht. Eine gründliche, systematische Nachkontrolle entfällt bei vielen Autoren.

TETSCH und PEPPMEIER (1973), sowie auch JACOBS (1974) halten die Schraubenimplantate für nicht sehr erfolgversprechend, während andere, wie TRAMONTE (1965), HEINRICH (1972) und PRUIN (1974), über gute Ergebnisse und erfolgreiche Anwendung berichten.

Abb.5: Verschiedene neuere Schraubenimplantate (n. RANDZIO):

- a) n. TRAMONTE, b) n. HEINRICH, c) n. SANDHAUS,
d) n. KANTH, e-g) n. LINKOW



II.3.1.3. BLATTIMPLANTATE

LINKOW (1968) entwickelte eine ganz spezielle Form der enossalen Implantate, die sogenannten Blattimplantate, die auch als "blade vent", als Keil-, Klingen-, Lochblatt-, Extensionsimplantate oder auch als Gillettegerüste bezeichnet werden. Die ersten Implantate wurden zuerst aus einer Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung, später aus Titan gefertigt. Typisch ist die keilförmige, in mesio-distale Richtung extendierte Implantatform, die entweder ausgedehnte Rillen oder Fensterungen aufweist, um damit eine Kontaktvergrößerung

mit dem Knochen zu erreichen. Das Blattimplantat wird in eine vorgefräste Knochenrinne eingeschlagen und dort verkeilt. Die Keilwirkung ermöglicht eine bedingte, primäre Lagestabilität. Kommt es zu einer bindegewebigen Einscheidung des Implantates, geht die Klemmwirkung verloren.

Als Vorläufer der heute üblichen Extensionsimplantate ist CIRIELLO (1954) zu nennen, der Tierversuche mit einem gabelförmigen Implantat vornahm.

Heute vertritt die Firma ORALTRONICS weltweit das nach LINKOW gefertigte Implantat. Die Keilform ist im Gegensatz zur früheren starken Keilwirkung abgeschwächt. Die Implantatschulter ist ca. 1,25 mm stark (früher 1,5 mm), der sich nach kaudal verjüngende Fußteil ist 0,2-0,5 mm breit (früher spitze Schneidekante). Scharfe Kanten und Winkel werden bei den neueren Typen vermieden, um das Lagergewebe nicht zu traumatisieren. Die Implantate können entweder einpfostig oder zweipfostig, in Sonderfällen auch dreipfostig sein. Die Auswahl für den Operateur ist heute sehr groß und die Formvarianten sind sehr zahlreich. Die Firma ORALTRONICS hat ca. 76 Implantatformen auf den Markt gebracht. Für jede anatomische Situation gibt es das passende LINKOW-Implantat. Auch kann ein individuelles Zuschneiden mit Hilfe von Schablonen durchgeführt werden.

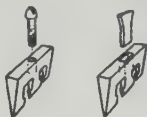
Abb.6: Verschiedene Blattimplantate

a) n. CIRIELLO, b) n. LINKOW mit verschraubbarem (links) und einzementierbarem (rechts) Pfeiler,

c) n. LINKOW, links im Querschnitt, rechts im Längsschnitt, d) n. LINKOW von der Firma Implants International Oratronics Inc.,



a)



b)



c)



d)

Nach den heutigen Kenntnissen der Wissenschaft gibt es eine bessere Kraftverteilung bei den an der Basis geschlossenen Implantaten. Eine keilförmige Gestaltung des Pfostenbodens, der sogenannte "safety stop", ist überflüssig geworden, da durch eine Einkeilung des Profils der Knochen gedehnt und die Durchblutung gestört wurde. Die Folge war eine Sequestrierung der anliegenden Knochenwände. Die Fensterungen wurden verkleinert, um sich besser mit Knochensubstanz als mit Bindegewebe zu füllen. Die Möglichkeit der Beschichtung dieser Implantate, die sogenannten "Titan-Flame-Spray-Oberflächen", vergrößert die Kontaktfläche im Interface, bietet eine bessere Stabilität im Knochenlager und somit eine geringere Gefahr der Bewegung während der Einheilungsphase. (zitiert nach Angaben der Firma ORALTRONICS).

Um ein Absinken der Blattimplantate unter Kaudruck zu vermeiden, hat HEINRICH (1974 zit. n. PRUIN) ein enossal-subperiostal angeordnetes Blattimplantat aus Tantal entwickelt. Dieses "stabilisierte Kombi-Implantat" hat vier perforierte Flügelfortsätze, um diese Fortsätze in einer speziell geformten Rinne dem Knochen anzuformen bzw. aufzulegen.

einigen nicht leichten Patientenfällen eine komplikationslose Einheilung zu ermöglichen, wird dieses System mit einer zweiphasigen Operationsmethode durchgeführt. Mit Hilfe von Frässhablonen wird das blattähnliche, im Mittelteil zu einem Zylinder geformte Implantat in der ersten Sitzung im Knochen versenkt. Als Pfosten dient vorübergehend eine Silikonkappe, die am Implantathals abschließt und den Implantatsulcus ausformt. Das Implantat kann in Ruhe, d.h. ohne kaufunktionelle Belastung einheilen. In der zweiten Sitzung wird die Silikonkappe entfernt, und der bleibende Implantatpfosten auf ein im Implantatzylinder befindliches System aufgeschraubt. Diese Implantatköpfe gibt es gerade oder 15° abgewinkelt. Zur Dämpfung des angreifenden Kau-drucks ist dieses System im Implantatzylinder beweglich, d.h. intramobil gestellert. Durch die vestibulo-orale Dimension des Zylinders, der eine Knochenbreite von mindestens 6 mm benötigt, wird die Indikation der Implantation sehr eingeschränkt bleiben müssen.

II.3.1.4. DREIDIMENSIONALE IMPLANTATE

Ein dreidimensionales, T-förmiges Titanimplantat und ein Vorgehen beim operativen Eingriff von vestibulärer Seite hat JUILLET (1974, zit. n. SPAHN 1977) bekanntgegeben. Das Implantat, dessen perforiertes, flächiges Blatt den horizontalen Balken und der Pfosten den vertikalen Balken des "T" bilden, wird seitlich in den Alveolarknochen eingesetzt. Dabei wird der Knochen horizontal für das Blatt aufgeschlitzt, und eine Rille vertikal für den Pfosten eingefräst. Diese Operationstechnik eignet sich nach Angaben

des Autors besonders dann, wenn die Kiefer stark atrophiert sind, oder auch dann, wenn große pneumatisierte Kieferhöhlen vorhanden sind.

KANTH (1976) ist der Meinung, daß der wesentlichste Nachteil des JUILLET-Ankers in seiner großen vestibulo-oralen Ausdehnung liegt, und während des operativen Eingriffs die Gefahr der Eröffnung der Kieferhöhle und auch die Verletzung des Nervus alveolaris inferior gegeben ist. Die Mißerfolge von JUILLET (zit. n. SPAHN) erreichten bei 386 Fällen 15 %.

II.3.2. ENOSSALE KUNSTSTOFF-IMPLANTATE

Seit den dreißiger Jahren breiteten sich die Polymerisationskunststoffe auch auf dem Gebiet der Zahnimplantologie aus, ganz besonders die Methacrylate. Viele Autoren, wie BLUM und MARMANDE (1948), MAUREL und ROTTEMBERG (1952), FLOHR (1953), HEISS (1953), STAEGEMANN (1953), RAUSCHER (1955), HEGEDÜS und INKE (1957), verwendeten mit unterschiedlichen Erfolgen diesen neuen Werkstoff (siehe Seite 11-12).

Um eine Steigerung der Befestigung der Kunstwurzel zu erreichen, entwickelten HODOSH, SHKLAR und POVAR (1972) das "polymer tooth replica implant". Diese Implantatvariation hat eine zylindrische Stiftform, dessen apikaler Wurzelteil horizontal durchbohrt ist, damit der Knochen brückenartig durchwachsen kann. HODOSH und seine Mitarbeiter (1960/1972) nahmen für die Kunstwurzel eine Mischung aus 80 % Polymethacrylat und 20 % Knochenmehl; damit erzielten sie eine gute Erfolgsstatistik. Im Gegensatz zu HODOSH berichtete LEW

(1973), der nach dergleichen Methode experimentierte, über negative Ergebnisse.

ARNAUDOW (1970) verwendete einen speziellen selbsthärtenden Kunststoff (Palakos R), der für orthopädische Implantationszwecke entwickelt worden war. Dieses gewebefreundliche Autopolymerisat hat eine niedrige Abbinde-temperatur und kann mit Hilfe eines Antibiotika-Zusatzes die Einheilung und die Funktionsdauer verbessern. Die Kunststoff-Wurzel wird aus einem Hartmetallstift (Permador) gebildet, der von einer 3 mm starken, auspolymerisierten Palakosmasse ummantelt ist. In eine vorgebohrte Alveole wird der ummantelte Stift mit einer noch nicht auspolymerisierten Kunststoffschicht von sahniger Konsistenz "eingeklebt". Zur besseren Retention der Palakosmasse in der Spongiosa des Kieferknochens können mit Hilfe eines Radbóhrers unterschichgehende Einschnitte in der künstlich geschaffenen Alveole vorgenommen werden. Ebenfalls ist es möglich, dem flüssigen Autopolymerisat 35 % Knochenmehl hinzu zufügen.

Obwohl ARNAUDOW - nach drei Jahren der Erprobung bei 200 Patienten über 27 % Mißerfolge (ARNAUDOW und GERLICHs 1972) - die von ihm entwickelte Methode günstig beurteilte und auf die Vorteile hinwies, konnte sich sein Verfahren nicht durchsetzen. Die Vorteile bestehen zum einen in der klinisch leichten Durchführbarkeit, zum anderen in der Oberflächenvergrößerung, die mit Hilfe der Unterschnitte vorgenommen werden kann und die dadurch den Verankerungseffekt zusätzlich vergrößert. Ein entscheidender Nachteil dieser Verfahrensweise ist jedoch, daß der Kunststoff nicht röntgensichtbar ist und Schwierigkeiten bei einer vollständigen Entfernung

des Kunststoffimplantates auftreten.

II.3.3. KOHLENSTOFF-IMPLANTATE

STALLARD, EL GENEIDY und SKERMAN (1974) benützten als Implantatmaterial Glaskohle ("vitreous carbon"). Diese Glaskohle hat gute Materialeigenschaften und ist gewebefreundlich. Zuerst, Ende der sechziger Jahre, wurde das Material in der Herzchirurgie und in der orthopädischen Endoprothetik verwendet. Das technische Verfahren zur Herstellung des reinen Kohlenstoffes in eine schwarze, mikrokristalline Form beruht auf Verbrennungsprozesse phenolischer Harze. In Deutschland hat die Firma Vitradent die Erfahrungen mit der Glaskohle auf die Zahnimplantate übertragen.

Die negative Seite des Kohlenstoff-Implantates ist die große und relativ klobige Form. Damit ein Implantat stabil im Kieferknochen fixiert ist, muß in vestibulo-oraler Ausdehnung mindestens auf jeder Seite 1 mm Knochendicke vorhanden sein. Das kleinste Glaskohlen-Implantat ist immerhin 3 mm breit und benötigt daher einen relativ breiten Kieferkamm von mindestens 6 mm. Ebenso nachteilig ist auch die Dauer der Einheilungsphase, die einen Zeitraum von 2-12 Monaten beanspruchen kann. Während dieser Zeit wird zusätzlich eine Schienung der Glaskohlen-Implantate nötig. Diese Gegebenheiten führen zur Zeit zu einer Indikationseinschränkung.

II.3.4. KERAMIK-IMPLANTATE

ZNAMENSKY (1891) experimentierte schon im vorigen Jahrhundert

als Erster mit porzellan-beschichteten Zahnwurzel-Implantaten. Gerade heute werden die Keramikmassen gerne auf Grund ihrer großen Gewebefreundlichkeit verwendet. Sie unterscheiden sich in zwei Gruppen: in bioinaktive und bioaktive.

II.3.4.1. BIOINAKTIVE KERAMIK (Al_2O_3)

Als bioinaktiv, bioinert oder biokompatibel gelten die Aluminium-Oxid-Keramiken ($=Al_2O_3$). Diese zeichnen sich chemisch durch ihr inertes Oberflächenverhalten und physikalisch durch ihre hohe Abriebfestigkeit aus. Die Druckfestigkeit beträgt $3000-4000 \text{ N/mm}^2$ bei mäßiger Biege-
festigkeit und hohem Elastizitätsmodul von $350-380 \cdot 10^3 \text{ N/mm}^2$ (HOFFMANN-AXTHELM 1983). Bei geeigneter Oberflächengestaltung mit Retentionsstellen erfolgt eine dichte Knochenneubildung um das Implantat und somit eine Fixierung im Kieferknochen.

SANDHAUS (1969) ist heute als Vorläufer der Al_2O_3 -Implantate zu nennen. Seine Dentialschraube ist zu 99,5 % aus reinem Aluminium-Oxid, mit Spurenzusatz von Cr_2O_3 (zit. n. SPIEKERMANN 1978). Trotz großer klinischer Verwendung der CBS-Anker (crystalline bone screw) und der geringen Mißerfolgsrate von 12 % (zit. n. RANDZIO 1976) konnte sich die SANDHAUS-Schraube in Deutschland nicht durchsetzen.

Nach einer kleinen Pause wurde in den siebziger Jahren die Al_2O_3 -Keramik als alloplastisches Implantationsmaterial wieder verwendet und in den Fachzeitschriften publiziert. Die histologischen Tieruntersuchungen von JACOBS, KIRSCH

und LEHNERT (1974) bewiesen, daß die Bindegewebsschicht zwischen dem Implantat und dem Knochen nur gering ausgebildet war. Die Lagerstabilität war mit Hilfe dieses Materials entschieden vergrößert worden.

Das sogenannte "Tübinger Sofort-Implantat" nach SCHULTE (1976) beschreibt einen stufen- und kegelförmigen Implantatkörper aus Al_2O_3 , der sofort nach der Zahnextraktion in die Alveole eingesetzt wird. Mit Normbohrern läßt sich, wenn nötig, die Alveole geringfügig erweitern. Die Oberflächengestaltung ist durch Lakunen zusätzlich vergrößert, um das Einwachsen der Osteone zu fördern.

Eine Modifikation des SCHULTE-Implantates (bzw. "FRIALIT", Typ Tübingen) ist das MÜNCHNER SPÄTIMPLANTAT. Seine konstruktiven Merkmale sind die Anpassung an den Durchmesser des Kieferkammes im zervikalen Bereich und die Abrundung des Überganges zur gingivalen Rille. Damit ist eine Anpassung an die anatomische Situation im Front- und Prämolarenbereich möglich, auch bei länger zurückliegendem Zahnverlust und bei bereits verheilten Einzelzahnücken mit reduzierter vestibulo-oraler Dimension des Kieferknochens.

Für Extensionsimplantate verwendete MUTSCHELKNAUSS (1977) die Al_2O_3 -Keramik. Er entwickelte die Ankerflügelform der Blattimplantate. Die Ankerimplantate, modifiziert nach BRINKMANN, zeigen eine Mißerfolgsrate von 6 %. Eine Knochenapposition um den Implantatkörper und die Bildung einer Lamina dura ist fast immer nachweisbar (BRINKMANN 1983).

II.3.4.2. BIOAKTIVE KERAMIK

Als besonders bioaktive Keramik gilt die Glaskeramik, die 1977 von STRUNZ und Mitarbeitern als neues Implantationsmaterial in der Kieferchirurgie vorgestellt wurde. Hier handelt es sich um einen Werkstoff, der zwischen Glas bzw. Email und Keramik anzusiedeln ist.

Bei Tierversuchen von KRAFT (1981) wurde an der Knochen-Kontaktstelle der Glaskeramik-Implantate stets unmittelbarer Knochen-Implantat-Kontakt ohne Interposition von Bindegewebe vorgefunden. Der gebildete Knochen wandelte sich über Geflechtknochen schließlich zu lamellärem Knochen um.

RIES (1978) hatte als Ergebnis einer mehrjährigen Experimentalstudie eine optimale Gewebeverträglichkeit mit seinen Tricalciumphosphat-Implantaten (TCP) festgestellt. Der Implantatkern aus Titan ist von ca. 200 resorbierbaren Tricalciumphosphat-Kügelchen umgeben. Diese Kügelchen liegen in einer haftvermittelnden amorphen Glaskeramikschiicht. Nach der Implantation beginnt mit der Resorption der TCP-Kügelchen die entsprechende Neubildung des Knochens in die entstandenen Hohlräume.

Nach FALLSCHÜSSEL (1986) sind die Glaskeramiken nur als Beschichtungswerkstoffe für die zahnärztliche Implantologie geeignet. Die Ursache liegt in der geringen mechanischen Festigkeit der Implantate. Bei dauernder Belastung frakturieren diese Glaskeramik-Implantate innerhalb von ein bis zwei Jahren (STRUNZ, 1983).

II.3.5. SUBPERIOSTALE IMPLANTATE

Definition: "Das subperiostale Implantat besteht aus einem Metallgerüst aus einer Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung, das zwischen Schleimhautperiost und Knochen eingelagert ist und dem Knochen exakt anliegen muß. Die aus der Schleimhaut herausragenden Pfeiler dienen der Aufnahme herausnehmbarer Prothesen." (zit. n. SCHWENZER und GRIMM, 1984).

Einen vollkommen neuen Aspekt der prothetischen Verankerung veröffentlichte RUDOLF MÜLLER (1937). Er ging davon aus, daß ein Fremdkörper die besten Einheilungsmöglichkeiten in der Zone der besten Ernährung, d.h. zwischen Knochen und Periost, haben würde. Seine histologischen Ergebnisse zeigten, daß sich um ein oxidationsfreies Material eine entzündungsfreie Bindegewebsmembran bildete, die sich entsprechend der Druck- und Zugverhältnisse verschieden stark entwickelte. Seinen Überlegungen folgend, konstruierte MÜLLER Drahtnetze bzw. perforierte Bleche aus einer Platin-Iridium-Legierung, die anschließend mit einer farblosen Porzellanmasse dünn umbrannt wurden. Die Porzellanmasse sollte als Schutzschicht zwischen Metall und Gewebe dienen. Über den Erfolg oder Mißerfolg steht leider kein Bericht zur Verfügung. Die Implantationsmethode nach MÜLLER fand jedoch keine weite Verbreitung.

Erst DAHL (1943), der sich mit ähnlichen Konstruktionen beschäftigte, sowie die Amerikaner GERSHKOFF und GOLDBERG

(1949) machten die Methode der subperiostalen Implantation weltweit bekannt.

DAHL (1943) verwendete statt eines Drahtnetzes einen gegossenen Bogen aus Vitallium, einer amerikanischen Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung, aus dem vier Gerüstzapfen herausragten. Das Metallgerüst wurde auf einem Gipsmodell angefertigt, zuvor wurde jedoch die Auflagefläche des Gerüsts auf dem Alveolarkamm entsprechend der Schleimhautdicke durch Radieren am Gipsmodell tiefer gelegt. Die Paßgenauigkeit dieses Implantates war natürlich sehr ungenau, die Auswahl des Materials bedeutete aber einen Fortschritt. Die Untersuchung von NICOLE (1947) besagte, daß die Legierung nicht toxisch war und genügend Härte und Festigkeitswerte besaß.

Diese beiden Methoden, sowohl die von MÜLLER als auch die von DAHL, waren in der Publikation von GERSHKOFF und GOLDBERG (1949) vermischt. Sie verwendeten als Werkstoff Vitallium und als Gerüst eine gefensterte Basis mit den vier Zapfen. Sie nahmen zur Herstellung des Gerüsts, wie bisher auch, einen Abdruck vom Unterkiefer und radierten das Gipsmodell entsprechend der Dicke der Schleimhaut, die sie anhand von Röntgenaufnahmen festgestellt hatten. Die genaue Stärke der Weichteilschicht konnte nicht festgestellt werden, da das Röntgenbild den Abstand von Knochenoberfläche zur obersten Schleimhautschicht nur in einer Projektionsebene darstellte.

Diesen Nachteil versuchte KILLEBREW (1952) zu beseitigen,

indem er eine gelöcherte Basisplatte auf den Unterkiefer legte und mit Hilfe einer Meßsonde die Stärke der Schleimhaut an den bestimmten Löchern auf das Gipsmodell übertrug.

Die einfachste und beste Methode war die von OGUS (1951) eingeführte direkte Knochenabformung, die auch heute noch allgemein üblich ist. Um einen exakten Sitz des Gerüstes zu erhalten, muß man zwei Operationen durchführen. Die erste für den Abdruck, die zweite für die Eingliederung des Implantates.

In der Folgezeit beschäftigten sich viele andere Autoren mit der Größe, der Form, der Gestaltung, der Fixation des Gerüstimplantates: z.B. LOECHNER (1954), HAMMER (1955), REICHENBACH (1955), KÖHLE-PLISCHKA (1956), FRENKEL (1957), SCHROEDER (1957), TRAUNER (1957), SCHWINDLING (1958), LINKOW und HILLS (1958).

1950 teilte WEINBERG die Implantation eines subperiostalen Teilimplantates mit, welches er zur Schaffung künstlicher Pfeiler, z.B. als Distalpfiler einer Brücke, einsetzte. Ebenfalls Teilimplantate empfahlen SCHMIDT (1955) und TRAININ (1957).

Ein neuartiges Herstellungsverfahren des Metallgerüstes von MARZIANI (1955) führte von der zweizeitigen Operation wieder zurück zur einzeitigen, ohne auf den direkten Knochenabdruck verzichten zu müssen. Das hergestellte Positivmodell diente als Prägepatrize, auf der ein fabrikfertig gelochtes Tantalblech (Stärke 0,5 mm) gepreßt wurde. Die

Gerüstzapfen, ebenfalls fabrikfertig, wurden mit Hilfe eines Parallelometers auf der geprägten Platte verschraubt und anschließend sterilisiert. Die Anfertigung des Implantates dauerte nach den Angaben MARZIANI's eineinhalb bis zwei Stunden, d.h. es war nur eine Operation nötig.

Um das Implantatgerüst noch individueller zu gestalten, verwendete DORA (1957) ein kombiniertes Guß-Prägeverfahren. Zuerst wurde auf dem Modell des Kiefers ein Metallgerüst gegossen; während der Operation formte man den Kieferknochen direkt ab und hämmerte das bereits hergestellte Gerüst auf dem positiven Kunststoffmodell an und setzte es ein.

Die Begeisterung für die subperiostale Implantation war zunächst sehr groß, kehrte sich aber durch die vielen Mißerfolge in Ablehnung um. Immer mehr Zahnärzte berichteten über negative Ergebnisse. KÖHLE (1963) registrierte Mißerfolge mit Fistelbildungen an den Pfeilern und freiliegenden Gerüsten. RHEINWALD (1968) berichtete ebenfalls über schlechte Ergebnisse. Auch OBWEGESER (1969) konnte seinen Erfolg nur mit schrumpfenden Prozentsätzen angeben. PAPE und HEISS (1977) berichteten erneut über negative Ergebnisse mit subperiostalen Gerüstimplantaten.

Der wohl größte Nachteil war für alle Autoren der erhebliche Knochenverlust durch schlecht sitzende Gerüste und, bei einer notwendig werdenden chirurgischen Entfernung des Implantates, das Zurückbleiben eines narbig veränderten Prothesenlagers, das sich äußerst ungünstig für die später notwendig werdende prothetische Versorgung anbietet.

Trotz der vielen Negativstimmen gibt es in jüngster Zeit wieder eine Wende (LINKOW 1972, MEHNERT 1976, STEINER und SCHMIDINGER 1977).

Die Indikation des subperiostalen Gerüsts bleibt nach wie vor sehr eingeschränkt und nur in sehr extremen Fällen zulässig, z.B. bei besonderen Berufsgruppen (Musiker für Blasinstrumente, Sänger usw.), bei äußerst ungünstigen anatomischen Verhältnissen des zahnlosen Kiefers, sowie bei psychischer Belastung eines totalen Zahnersatzes oder allergisch bedingten Schwierigkeiten gegenüber Prothesenmaterials.

II.3.6. SONDERFORMEN DER IMPLANTATE

All diese Implantatsysteme unterscheiden sich in ihrer anatomischen Lokalisation; dabei handelt es sich um perossale, intramuköse, submuköse und perimandibuläre Methoden.

Das perossale chirurgische Verfahren bedient sich der Perforation des Kieferknochens mit epithelialer Auskleidung, nach dem Bericht von FAUCHARD (1746) dieselbe Methode, jedoch wesentlich mehr Konstruktionsverbesserungen. MEISSNER (1929) führte dieses Verfahren an Patienten durch, mit schlechtem Erfolg, da es zur Resorption der Knochenbrücke über der Perforation durch den Kaudruck kam.

Auch die intramuköse Druckknopftechnik nach DAHL (1950, zit. n. CRANIN 1970) läßt bezweifeln, ob durch diese Methode ein besserer Halt einer Prothese gewonnen wird. Statt einer

regelmäßigen Unterfütterung müßte immer eine Neuanfertigung der Prothese vorgenommen werden. Das Prinzip ist folgendes: Auf der schleimhautgetragenen Seite der Prothese werden druckknopfartige Metallkörper aus Vitallium oder Titan im Kunststoff einpolymerisiert, die in die verheilten, künstlich geschaffenen, bereits epithelialisierten Vertiefungen einschnappen. LEW und KERSTENBAUM (1953), sowie CRANIN (1970) berichteten über gute Erfolge mit der intramukösen Verankerungsmöglichkeit als Haltverbesserung für Oberkiefer-Totalprothesen.

SKINNER (1951) verwendete zur Sicherung des Haltes transalveoläre Hohlschrauben aus Vitallium, die ähnlich zweier Röhrchen quer durch den Alveolarfortsatz reichten, und in die zur Retention der Prothese Stifte eingeschoben wurden.

Die Drahtumschlingung des Unterkiefers ("circumferential wiring") wird zur Behandlung von Frakturen der zahnlosen Mandibula angewendet. Diese Methode machten sich CAPOZZI und BENAGIANO (1956) zunutze und empfahlen die perimandibuläre Ligatur zur Verankerung von herausnehmbarem Unterkieferzahnersatz. Im Bereich der Eckzähne wird eine Tantaldrahtschlinge um den horizontalen Unterkieferast gelegt. Die Drahtenden werden zu einer Öse verdreht und perforieren die Mundschleimhaut, so daß an den Ösen die Prothese durch ein Stiftschloss verriegelt werden kann. Nachteilig wirken sich jedoch die Zugkräfte an den Schlingen aus, die einen großen Druck an der Unterkieferbasis ausüben und auch sehr schmerzhaftes Periost-Reaktionen hervorrufen können.

Eine neue Methode, Magnete als Retentionshilfen wirken zu lassen, hielten MOSSDORF (1952), BEHRMANN und OGAN (1953), sowie DONDEY (1955) für eine elegante Art der Implantation. Subperiostal oder enossal eingebrachte Magnete sollten den Sitz von Totalprothesen verbessern. Die Magnete wurden im Kieferknochen unter die Schleimhaut implantiert und zogen eine gingivalgetragene Prothese, in die entsprechende Gegenmagnete eingelagert waren, fest an. Die Entfernung zwischen diesen Magneten blieb konstant. Die während der Kau- und Sprechfunktion bestehenden Anziehungskräfte veränderten sich nicht wesentlich.

Nach GABKA (1960) liegen die Probleme der Magnetimplantation in der richtigen Einstellung der Feldstärke zwischen den gegenpoligen Magneten. Die dem ständigen Zug ausgesetzten Magnetimplantaten führten zu Drucknekrosen der Schleimhaut.

Wie die Tierversuche von TOTO et al (1962) und WOOD (1962) gezeigt hatten, können Magnetimplantate sogar die Knochenskortikalis durchwandern, bis sie einen breiten Kontakt mit dem entsprechenden Zahnersatz gefunden haben.

Damit die Magnete gegen Korrosion geschützt waren, überzog BEHRMANN (1953) diese aus Alnico bestehende Legierung mit Methylmethacrylat. MOSSDORF (1952) ließ seine Magnete kontaktvergolden. SITZMANN (1974) bediente sich einer neuen Legierung: Vacomax. Die Implantation von Magneten als unterstützende Maßnahme bei der Eingliederung von funktionstüchtigem Zahnersatz konnte sich bisher nicht durchsetzen, und die Fachliteratur bewertet diese Methode sehr unterschiedlich.

Während BEHRMANN (1953) sich sehr positiv der Magnetimplantation gegenüber äußert, hält SCHLEGEL (1972) sie wegen der hohen Mißerfolgsrate für weitgehend gescheitert.

Einer Kombination von endossalen Implantaten mit Magnetimplantaten bedient sich RIESS (1986). Er verwendet Tricalciumphosphat-Keramik-Implantate, bei welchen er die üblichen Retraktionsschrauben durch Magnetschrauben ersetzt, und so durch den Einbau von Magnetscheiben in die Prothesenbasis die Funktion der Prothese verbessert. Nach den Angaben des Autors wurde dieses System in den letzten drei Jahren an etwa 25 Patienten erfolgreich erprobt.

Eine Sonderform geschlossener Implantate sind die Alveolenstabilisatoren, die aus Hydroxylapatitkeramik oder aus Aluminiumoxid hergestellt werden. Nach der Extraktion eines Zahnes werden sie in die leere Alveole gesteckt und sollen so die Resorption des Alveolarfortsatzes verringern (FALLSCHÜSSEL, 1986).

III. PRINZIPIELLE PROBLEME DER IMPLANTOLOGIE

III.1. VERLUST DES BINDEGEWEBIGEN ZAHNHALTEAPPARATES

Der Zahn bildet mit dem Periodontium und dem Kieferknochen eine geschlossene, funktionelle Einheit. Solange diese Einheit gesund ist und die auftretenden Kaukräfte hinsichtlich ihrer Größe und Richtung in normalen Grenzen bleiben, verändert sich die Form und Struktur des Kieferknochens nicht. Die Elemente des Parodontiums bilden einen idealen mechanisch-hydraulisch-

wirksamen Stoßdämpfer. Eines der wichtigsten Elemente, das Desmodont, ist ein differenzierter Aufhängeapparat des natürlichen Zahnes, der aus kollagenen Fasern in unterschiedlichen Verlaufsrichtungen aufgebaut ist. Von den Faserbündeln zeigen etwa zwei Drittel einen schrägen Verlauf. Das "hydraulische" System beruht auf der wellenförmigen Anordnung der Faserbündel, bzw. die initiale Beweglichkeit entsteht aus der Differenz der Faserbündellängen in gewelltem und gestrecktem Zustand. Die Fasern fangen die von okklusal einwirkenden Druckkräfte ab und wandeln sie in Zugkräfte um. Belastungsrichtung, Belastungsgröße und alle Bewegungsabläufe des Unterkiefers werden mit Hilfe von Rezeptorfunktionen kontrolliert und gesteuert. Die Implantologie spricht häufig von "Neo-, Pseudo- oder Ersatzdesmodont"; man muß jedoch hinsichtlich der Qualität große Unterschiede machen. Alle diese Elemente sind in der Bindegewebshülle eines enossalen Implantates nicht in dieser Weise vorhanden und auch meist nicht zu erwarten, da es oft zu einer fremdkörperbedingten Narbenbildung kommt.

BODINE und MOHAMMED (1970) konnten an einem 12 Jahre alten subperiostalen Implantat ein sehnenartiges, kollagenreiches Bindegewebe nachweisen. Über ähnliche Strukturen berichtete HOPPE (1961). TETSCH und DHOM (1984) weisen ebenfalls kollagene Fasern nach, die bei Belastung auch gerichtete Strukturen zeigen; in ihrer Anordnung und der vasalen, nervalen Versorgung aber dem Desmodont kaum vergleichbar sind. Dabei darf nicht übersehen werden, daß die Anheftung der Sharpey'schen Fasern bei einem natürlichen Zahn im Zement erfolgt, der durch Anbauvorgänge eine funktionelle Umwandlung erfährt, während das Implantat bei

den heute überwiegend verwendeten Materialien in seiner Oberfläche keine Veränderung zeigt. Weitaus günstiger sind ankylotische Verbindungen eines Implantates zu werten. Für verschiedene Materialien und Oberflächenkonfigurationen wurde eine derartige bindegewebsfreie Verbindung nachgewiesen (siehe bioinerte und bioaktive Stoffe, S. 29).

TETSCH erwähnt sogar in diesem Zusammenhang das Auftreten einer Tast- und Drucksensibilität bei Tübinger Implantaten.

Anhand seiner tierexperimentellen Untersuchungen widerspricht PICTON (1974) der Auffassung von der "pseudoperiodontalen Struktur". Die Beweglichkeitsmessungen zeigten keinen Dämpfungseffekt, wie er für die Zähne und deren Halteapparate typisch ist.

III.2. FREMDKÖRPERREAKTIONEN DER IMPLANTATE

Grundsätzlich stellen alle in den Körper eingebrachten alloplastischen Materialien Fremdkörper dar, auf die der Organismus mit einer proliferativen Entzündungsreaktion im Sinne einer Fremdkörperreaktion antworten kann.

Die Unterscheidung von SANDHAUS (1971) in toleriertes, akzeptiertes und vom Organismus wieder abgestoßenes Implantat basiert auf den biologischen, zytotoxikologischen und histologischen Gesetzen. Solange der Organismus sein metabolisches Gleichgewicht hält, wird das Implantat toleriert. Bei geringster Änderung dieser Bedingungen wirkt sich dies auf das Implantat aus. Es gerät unter den Einfluß pathogener Keime und kann durch chemische Einflüsse und Enzyme ange-

griffen und verändert werden. Von akzeptiert spricht SANDHAUS, wenn das Implantat vollständig integriert ist, es keinen hemmenden Einfluß ausübt und auch selbst nicht angegriffen wird. Reagiert der Organismus heftig auf die Gegenwart des Implantates, so ist es wohl als abgestoßen zu betrachten. Dies ist meist durch folgende Reaktionen des Organismus gekennzeichnet: Hyperämie der Schleimhaut, Dehissenz von Schleimhaut und Knochen, Taschenbildung und allgemeine Symptome wie Fieber, Müdigkeit und Neuralgien.

Die Definitionen der Fremdkörperreaktionen sind nach OSBORN und WEISS (1978) in 4 Begriffe gegliedert:

- | | |
|----------------------|--|
| 1. BIONEGATIVITÄT | = negatives Verhalten des
Implantates |
| 2. BIOTOLERABILITÄT | = toleriertes Implantat |
| 3. BIOKOMPATIBILITÄT | = biologische Verträglichkeit,
d.h. n. KRAFT (1981) das
Fehlen jeglicher Antigenität,
Toxizität und Kanzerogenität. |
| 4. BIOAKTIVITÄT | = positive, aktive Interaktionen
im Appositionsbereich
zwischen Implantat und
Knochengewebe. |

Wie aus Abbildung 8 (S.43) ersichtlich ist, nimmt die Bioqualität umgekehrt proportional zur Werkstoffqualität ab (HEITMANN, 1984). Eine Zwischenposition in diesem Antagonismus nehmen die Titan-Plasma-Flame-Spray-beschichteten Implantate ein. Titan ist bekannt für die gute Werkstoffqualität und mit Hilfe der Oberflächenbeschichtung wird eine

Steigerung der Bioqualität erzeugt, ähnlich den Aluminium-oxidkeramiken.

Abb.8: Schematische Darstellung der Fremdkörperreaktionen und des Antagonismus Bioqualität und Werkstoffqualität

IMPLANTAT WERKSTOFF	REAKTIONEN IM KNÖCHERNEN LAGERGEWEBE
Kunststoffe Gold-Platin Chrom-Kobalt-Molybdän	 "biotolerant" fibröses Gewebe Rundzellen Distanzosteogenese
Biometalle (Ti, Ta) Pulvertitanbeschichtung Aufbrennkeramische Massen Aluminiumoxidkeramik Kohlenstoff (Glaskohle)	 "bioinert, biokompatibel" schmaler osteoider Saum Kontaktosteogenese
Biogläser Tricalciumphosphat Tetra calciumphosphat Glaskeramik Hydroxylapatitkeramik	 "bioaktiv, bioreaktiv" Einwachsen von Knochen Verbundosteogenese

III.2.1. DER BEGRIFF DER METALLOSE UND DER KORROSION

Der Begriff der Metallose bezieht sich nach CONTZEN (1967) nur auf die Reaktionen des Organismus, die durch metallische Implantate im Körpergewebe ausgelöst werden. Es kann sich dabei um mikroskopisch sichtbare Gewebereaktionen sowie makroskopisch erfaßbare Gewebeverfärbungen handeln, die durch die zytotoxische Wirkung von Metallionen verursacht werden. Diese Metallionen sind entweder mechanisch abge-

scheuert oder durch elektrolytische Korrosion frei geworden. Allgemein versteht man unter Korrosion die Zerstörung von Metallen durch chemische oder elektrochemische Prozesse. Wenn ein Metall in einen Elektrolyten eingetaucht wird, z.B. in Speichel oder Gewebsflüssigkeit, dann werden positiv geladene Metallionen in Lösung gehen, und das Metall wird sich negativ aufladen. Diese negative Ladung des Metallkörpers bindet wiederum die positiven Ionen in unmittelbarer Nähe, sodaß sich im Oberflächenbereich ein Gleichgewicht ausbildet. Wird dieses Gleichgewicht gestört, dann kommt es zu einer vermehrten Abgabe von Metallionen, und das Metall löst sich auf; es korrodiert.

Nach REHBERG (1972) gibt es verschiedene Formen der Korrosion:

1. SPANNUNGS-RISS-KORROSION: durch übergroße Belastung von außen bzw. Eigenspannung des Metalls kann es zur Strukturzerstörung, zu einem kristallinen Aufreißen des Werkstoffes kommen.
2. KONTAKT-KORROSION: bei zwei Metallen mit unterschiedlichen Potentialen; dabei geht immer das unedlere Metall in Lösung.
3. KORROSION UNTER EINWIRKUNG VON MIKROORGANISMEN: unterschiedliche Salz-, Säure- und Sauerstoffkonzentrationen an der Metalloberfläche, hervorgerufen durch filmähnliche Auflagerungen von Mikroorganismen.

Zur Beseitigung dieser nachteiligen Erscheinung der Korrosion hat man versucht, Metalle herzustellen, deren Oberfläche

beständige Schutzschichten bilden können. FRANK und ZITTER (1971) bezeichnen diese Fähigkeit zur Bildung der isolierenden Schicht als Passivierbarkeit und den Zustand der Korrosionsbeständigkeit als Passivität. Im allgemeinen bestehen diese Deckschichten aus den Oxiden der betreffenden Metalle, so z.B. Titanoxid bei Titan oder Tantaloxid bei Tantal. Eine zusätzliche Möglichkeit bietet sich in der Beschichtung mit biochemischen Massen an.

III.3. IMPLANTATE ALS PFORTE VON FREMDKÖRPERN

Die größte Schwachstelle der Implantologie aus zahnärztlicher Sicht ist nach wie vor die Stelle der Schleimhautperforation. KÖHLE (1963) beobachtete viele Mißerfolge bei späteren Nachuntersuchungen seiner mit Implantaten versorgten Patienten. Die Mißerfolge äußerten sich mit Schmerzen, chronischen Infiltraten, Fistelbildungen, Taschen an den Pfeilern und freiliegenden Gerüsten. KÖHLE erwähnte auch die Gefahr der Herdinfektion.

Komplikationen bei den subperiostalen Implantaten beschrieb KREKEL (1970). Er sprach von Nahtdehiszenzen, Entzündungen, Knochenabbau, Parästhesien und Anästhesien.

Von entzündlichen Reaktionen der Schleimhaut an den Pfeilern, die das gesamte Gewebe um das Metallgerüst erfaßten und häufig zur Ausstoßung des Fremdkörpers führten, berichtete RHEINWALD (1968). Seiner Meinung nach, war dieser Prozess in erster Linie die Folge eines erheblichen Epitheltiefenwachstums. Nach Entfernung dieser Implantate

war die prothetische Versorgung noch schwieriger als vorher, da der Knochen unter dem Implantat weitgehend resorbiert war.

SCHMUTZIGER und OBWEGESER (1958) untersuchten das den Pfeiler umgebende Weichgewebe. Die meisten entzündlichen Veränderungen zeigten klinisch und histologisch das Bild einer stationären oder progressiven marginalen Parodontitis. Sie nannten den Beginn der Entzündung "Para-Pinitis".

RHEINWALD (1968) erkannte ebenfalls viele Parallelen mit der marginalen progressiven Parodontitis und bezeichnete diese Erscheinung als "Pilastritis". Die häufig bei subperiostalen Implantaten zu beobachtende Entblößung des Gerüsts hat er als "Pilaostrosis" benannt. Für ihn gab es sowohl entzündliche Prozesse der Pilastritis wie auch nicht-entzündliche Vorgänge, die den Erfolg eines Implantates in Frage stellten. Die Pilaostrosis entspricht dem Parodontium der Parodontose, also dem nichtentzündlichen Zahnbettschwund. Die Pilaostrosis ist in vielen Fällen die Folge von narbigen Schrumpfungen des entzündlich-umgewandelten Implantatbettes, d.h. der Freilegung des Gerüsts geht immer ein entzündlicher Prozess voran. Auch die Formgebung eines Implantates, bzw. der Pfeiler, entscheidet den Erfolg oder auch den Mißerfolg. Mit der Anbringung einer hochglanzpolierten Hohlkehle und einer zirkulären Stufe am Implantatpfeiler werden parodontologische Forderungen erfüllt und ein exakter Abschluß der zahntechnischen Metall- und Keramikarbeiten gewährleistet.

In Bezug auf das Vorhandensein fixierter Mukosa bei oder an den Implantat-Durchtrittsstellen konnte LEDERMANN (1984) feststellen, daß nur 80 % der Implantate rundum von straffer, keratinisierter Gingiva propria umgeben waren.

KREKELER und SCHILLI (1984) haben beobachtet, daß es durch die glatte Oberflächengestaltung des schmalen Implantathalses zu einer sehr geringen Plaqueretention in diesem Bereich kommt. Dadurch wird die Irritation der Gingiva auf ein Minimum reduziert.

Über hervorragende Ergebnisse bei Taschentiefmessungen an Blattimplantaten berichten RANDZIO und KIRLIC (1984). 80 % der gemeßenen Implantattaschen waren nicht tiefer als 3 mm; im Oberkiefer war die Prozentzahl etwas geringer.

In einer Untersuchung von RHEINWALD (1971) konnte nachgewiesen werden, daß sich das Epithel so anlagert, daß selbst gegenüber elektrolytischen Einflüssen aus der Mundhöhle eine volle Abdichtung gewährleistet war. Mit REES und GROHMANN zusammen konnte diese Schrankenfunktion des Epithelansatzes mit Hilfe von Radioisotop-Indikatoren erhärtet werden. Somit dürfte die funktionelle Wertigkeit des Epithelansatzes am Gerüstpfiler als durchaus gleichartig zu derjenigen am natürlichen Zahn betrachtet werden.

III.4. MECHANISCH-STATISCHE EIGENSCHAFTEN DER IMPLANTATKÖRPER

Nach MÜHLEMANN (1975) ist die Biostabilität eines Dental-

Implantates abhängig von der Härte, der Durchbiegefähigkeit, der Elastizität und der Sprödigkeit des verwendeten Werkstoffes. Die Implantate sind ständig wechselnden Kräften, statischer und dynamischer Art, ausgesetzt. Die Dimensionierung ist einerseits aus Platzgründen eingeschränkt, andererseits oft ganz intuitiv gewählt auf Grund der klinischen Erfahrung. Man ist immer bemüht, ein Maximum an Stabilität mit einem Minimum an Material zu verbinden.

Untersuchungen von JUNG (1952) und MARX (1966) ergaben, daß bei der Kauarbeit und praktisch bei allen Unterkieferfunktionen elastische Deformationen der Mandibula in meßbaren Größen auftraten. Beim Zusammentreffen von Knochen und Implantat bei unterschiedlichem Elastizitätsmodul sind Verschiebebewegungen zwischen diesen beiden nicht mehr von der bindegewebigen Fremdkörperkapsel auszugleichen. Eine Verhinderung dieser Verschiebebewegung ist nur möglich, wenn die Festigkeitswerte des Implantates denen des Knochens angenähert bzw. fast identisch sind.

Die Metallimplantate werden den mechanischen Erfordernissen gerecht, die keramischen Implantate hingegen sind sehr spröde und lassen sich schlecht verarbeiten. Die Keramik besitzt also eine extrem hohe Härte, eine hohe Druckfestigkeit, einen hohen Elastizitätsmodul, aber eine geringe Zug- und Biegefestigkeit.

IV. MATERIAL UND METHODE

IV.1. PROBLEMSTELLUNG

Diese vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit einer für die Implantologie noch nicht alltäglichen Beschichtungsmasse. Es handelt sich dabei um ein subperiostales Implantat, dessen Gerüst aus einer Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung angefertigt und das mit einer bioinerten Beschichtungsmasse ummantelt ist. Als Beschichtungsmaterial wird Glaskeramik ("OSTEOCERAM N" von der Firma FFAUDLER, Schwetzingen, hergestellt und vertrieben) verwendet.

Allgemein gilt für die Glaskeramik ein bioaktives Verhalten. Bei der hier verwendeten glaskeramischen Beschichtungsmasse wächst der Knochen unmittelbar an das Implantat heran, weil die Oberfläche der Glaskeramik (OSTEOCERAM N und G) völlig glatt und glänzend ist, und außerdem keine resorbierbaren Substanzen enthält, die eine Verbundosteogenese hervorrufen bzw. fördern. OSTEOCERAM N wirkt also bioinert.

Schwerpunkt dieser Arbeit ist die Messung der Beschichtungsstärke. Da es beim subperiostalen Implantat auf eine exakte Paßgenauigkeit ankommt, ist es nicht uninteressant, gerade an Problemstellen, wie Pfeilerauflagen oder auslaufenden Gerüsträndern, die Stärke der Beschichtung, die das Gerüst vollständig ummantelt, mit einer einzigen Ausnahme, nämlich der Pfeiler, die für die später notwendigwerdende Suprastruktur freibleiben müssen, an Hand von mikroskopischen Bildern zu demonstrieren.

IV.2. MATERIAL

IV.2.1. METALL-LEGIERUNG

Für das Grundgerüst des subperiostalen Implantates wird eine Metallegierung (Firmenname "Wisil") verwendet. Dieses Gußlegierungsgerüst, individuell nach der anatomischen Situation des Kiefers gefertigt, setzt sich aus Chrom, Kobalt und Molybdän zusammen und besteht aus zwei Teilen:

- zum einen, aus der Implantatbasis, die dem Knochen aufliegt und den Kaudruck auf den Knochen überträgt;
- zum anderen, aus den vier Pfeilern, die mit Hilfe des Parallelometers ausgerichtet sind, und die die Schleimhaut zur Aufnahme der Suprastruktur durchstoßen.

Die Eigenschaften der Legierung hängen von der Zusammensetzung, Herstellung und Verarbeitung ab. Die chemische Zusammensetzung ist eisenfrei und besteht aus folgenden Anteilen:

60 - 65 % Kobalt
27 - 30 % Chrom
ca. 5 % Molybdän.

Kobalt ist ein unedles Metall, das in verdünnten Säuren unter Wasserstoffentwicklung löslich, aber im Gegensatz zu Eisen gegenüber Sauerstoff und Feuchtigkeit relativ unempfindlich ist. Der Chromgehalt ist für die Korrosionsbeständigkeit notwendig. Der Molybdänzusatz von ca. 5 % reicht aus, um das Gefüge der Legierung bei verschiedenen Gußverfahren zu stabilisieren.

Die Werkstoffanforderungen an Knochenimplantate lauten:

- hohe Belastbarkeit und Zähigkeit,
- gute Formbarkeit und/oder Bearbeitbarkeit,
- hohe Langzeitstabilität.

Die Cr-Co-Mo-Legierung, als metallischer Trägerwerkstoff der Glaskeramik, weist folgende Eigenschaften auf:

- hohe statische und dynamische Festigkeit,
- große Zähigkeit,
- hohe thermische Beständigkeit,
- extrem mechanische Belastbarkeit (Zugfestigkeit n. Herstellerangaben: $700 - 1020 \text{ N/mm}^2$).

Daß man diese Legierung für die Implantologie am geeignetsten hält, ist dem neutralen Verhalten gegenüber Elektrolyten, der Korrosionsfestigkeit des Metalls und der guten labor=technischen Verarbeitungsmöglichkeit zu verdanken.

IV.2.2. GLASKERAMIKBESCHICHTUNG^(x)

Das Metallgerüst ist mit "OSTEOCERAM", ein speziell für die Skelett-Implantate entwickelter Metall-Glaskeramik-Verbund-Werkstoff der Firma PFAUDLER beschichtet. Hier wird die amorphe und spröde Keramik mit Hilfe einer Haftschrift mit dem kristallinen und zähen Metall verbunden. Es wurde eine Glaskeramik entwickelt, deren chemisches und physikalisches Verhalten, wie das Redoxverhalten, die Wärmedehnung und die

(x) = folgende Angaben beruhen u.a. auf Mitteilungen der PFAUDLER AG, Schwetzingen

Oberflächenspannung, auf das zu beschichtende Metall abgestimmt ist.

Bei "OSTEOCERAM" handelt es sich um einen Werkstoff, der zwischen Glas und Keramik angesiedelt ist. Glas ist eine amorphe, homogene und spröde Substanz, deren wesentlichster Bestandteil das Siliciumoxid bildet, und deren Zustand als äußerst zäher und unterkühlter Flüssigkeitszustand gilt. Als Keramik bezeichnet man alle Erzeugnisse aus gebranntem Ton. Die Bestandteile für zahnkeramische Werkstoffe sind:

ca. 80 % Feldspat

20 % Quarz

2 % Kaolin

Feldspat ist ein Silikat (Salz der Kieselsäure) und wird als keramisches "Flußmittel" bezeichnet, da es in der Hitze beträchtliche Mengen von Quarz und Tonsubstanz (Kaolin) zu lösen vermag und die Grundmasse der Keramik bildet. Quarz ist ein Siliciumoxid und bildet ein tetraedrisches Raumgitter.

Kaolin, durch Verwitterung aus primären Erstarrungsgesteinen entstanden, gilt als die eigentliche Porzellanerde. Je weniger Kaolinbestandteile, desto glasähnlicher ist der Charakter des Werkstoffes.

Die Verarbeitung der Keramik geschieht durch Sinterung bei Temperaturen, d.h. es findet eine Vereinigung der Rohstoffe beim Brennen statt. Die Kristallisation ist von der Temperaturbehandlung und der anschließenden Abkühlung abhängig, zugleich wird dadurch eine Verdichtung des Sinterkörpers erreicht.

Bei der Glaskeramik wird der instabile Zustand des Glases durch eine zweizeitige gesteuerte Wärmebehandlung in den kristallinen Zustand gebracht, so daß beim Erschmelzen bzw. beim Entmischen die eine Phase relativ leicht kristallisiert, und die andere Phase die glasbildenden Eigenschaften beibehält. Zuerst wird die Haftschrift in Form eines gemahlten Pulvers aufgetragen und bei 900 - 1000 °C auf dem Metallgerüst erschmolzen. Dieser Verbund, der, wie heute angenommen wird, auf Atom- und Ionenbindung beruht, erreicht eine Haftkraft von 100 N/mm² (nach Zerreißversuchen der Firma PFAUDLER ermittelter Wert).

In der zweiten Ofenfahrt wird eine Deckschicht aus Glas auf die Haftschrift aufgebracht und durch eine gesteuerte Wärmebehandlung partiell kristallisiert. Diese erhaltene Glaskeramikschicht kann auf verschiedene Art und Weise weiterverarbeitet werden; z.B. feuerpoliert, spanabhebend geschliffen und poliert, geätzt und mit oder ohne Poren hergestellt werden. Um ein möglichst biokompatibles Implantat zu erhalten, sind mehrschichtige Überzüge möglich.

Die wichtigsten Bestandteile der Deckschicht sind die Oxide folgender Elemente:

- Silicium, Zirkonium, Calcium, Magnesium, Natrium, Kalium und Lithium.

Die Basis- und Deckwerkstoffe, also Metallgerüst und Beschichtung, sind so aufeinander abgestimmt (bezüglich ihres Ausdehnungskoeffizienten und ihres Elastizitätsmoduls), daß beim Abkühlen des Implantates nach dem Brennvorgang in der Deckschicht ein Druckspannungszustand erzeugt wird.

Dadurch ist in der Beschichtung eine Vorspannung erreicht

worden, die ihren Nutzen darin hat, daß diese besagte Vorspannung einen Widerstand bei einer spontanen Temperaturwechsel bis zu 160 °C hat und zudem bei mechanischer Belastung erst dann bricht, wenn die Elastizitätsgrenze des verwendeten Metalls überschritten wird.

Eine Kombination verschiedener Beschichtungsmaterialien und Oberflächenstrukturen an einem Implantat ist sehr gut möglich:

- OSTEOCERAM N ist eine stark belastbare Glaskeramikschiicht.
Hier werden in der ersten Ofenfahrt der Haftschiicht Keimbildner beigemischt, um beim zweiten Vorgang eine gesteuerte Züchtung von Kristallen zu erhalten. Durch den Kristallgehalt wird die Schlag- und Verschleißfestigkeit der Beschichtung erheblich gesteigert. Bisher ist OSTEOCERAM N für die Gleitflächen im Gelenkbereich (z.B. bei Hüftkopffendoprothesen) verwendet worden.
- OSTEOCERAM G hat eine glatte und glänzende Oberfläche, zeigt bioinertes Verhalten, bildet jedoch keinen Knochenkontakt. Werden in die Keramikschicht harte, bioinerte Kristalle eingebettet, so erzielt man dadurch eine schneidende Wirkung, wie sie z.B. bei Implantat-Schrauben von Vorteil ist.
- OSTEOCERAM R Die Kraftübertragung Knochen/Implantat ist abhängig von der Größe der Oberfläche. Durch

chemische oder mechanische Behandlung der Keramik kann eine beliebige Oberflächenrauigkeit erreicht werden, die eine Verbesserung der Kraftübertragung verursacht.

- OSTEOCERAM S besitzt eine Schaumstruktur mit einer Porosität von 100 - 500 μm . In diese Poren können die Knochenzellen hineinwachsen und eine bessere Friktion des Implantates bieten.

Es besteht außerdem die Möglichkeit, resorbierbare Substanzen wie Tricalciumphosphate, in die Beschichtung miteinzuschmelzen bzw. sie damit zu überziehen. Die Folge ist ein vollständiges Verwachsen mit dem Implantat. Bei der glaskeramischen Oberfläche, d.h. ohne resorbierbare Substanzen zu verwenden, wächst der Knochen unmittelbar an das Implantat heran.

IV.3. OPERATIONS-VORGEHEN

Die Entscheidung zur Einpflanzung eines subperiostalen Implantates bedarf einer Reihe von Voruntersuchungen und genauestem Abwägen des Für und Wider. Gerade dort, wo eine zu geringe oder zu poröse Struktur des Knochens den enossalen Implantaten keine Möglichkeiten der Verankerung bzw. der Stabilität gewähren, findet der Einsatz des subperiostalen Gerüsts seine Anwendung. Oft sind es Patienten, bei denen die prothetische Versorgung mit konventionellem Zahnersatz nicht möglich bzw. nicht mehr zufriedenstellend ist. Die Ursache liegt oftmals im fortgeschrittenem Knochen-

abbau. Besonders davon betroffen ist im Unterkiefer der horizontale Ast im Bereich des Canalis mandibulae, und im Oberkiefer der Alveolarfortsatz caudal der Kieferhöhle, weil hier die Schichtdicke des Knochens zu gering und spongiöse Struktur vorhanden ist.

Kein Entschluß sollte ohne eine vorherige, intensive Allgemeinuntersuchung des Patienten mit kompletter Blutuntersuchung fallen; ebenso nötig ist ein vollständiger Röntgenstatus und auswertbare Situationsabdrücke.

An Hand des Schrifttums haben sich bisher folgende Indikationen und Kontraindikationen zusammenstellen lassen (nach SCHWINDLING 1960).

IV.3.1. INDIKATIONEN

I. ABNORME ANATOMISCHE VERHÄLTNISSE

1. Vorzeitige oder senile Atrophie
2. Schlotterkamm
3. Zahnlose Gaumenspaltträger
4. Torus mandibularis
5. Hohe Muskelansätze
6. Sehr scharfer Kieferkamm
7. Große Zunge
8. Mundverstümmelung nach Trauma oder Resektionen
9. Korrektur einer durch Zahnlosigkeit erworbenen Progenie, falls eine andere Lösung nicht möglich ist.

II. ABNORME PHYSIOLOGISCHE VERHÄLTNISSE

1. Allergien auf gewöhnliches Basismaterial
2. Pharynxbeschwerden
3. Schwerer Würgereiz bei normalen Prothesen
4. Hypersensible Mucosa

III. PSYCHISCHE GRÜNDE

1. Psychische Labilität
2. Widerwillen des Patienten gegen normalen Zahnersatz
3. Nervöse Muskelgewohnheiten
4. Ausdrücklicher Wunsch des Patienten zur Implantatversorgung

IV. ALLGEMEINE GRÜNDE

1. Versagen des üblichen Zahnersatzes
2. Berufliche Gründe: Redner, Sänger, Blasmusiker u.a.

IV.3.2. KONTRAINDIKATIONEN

Auch wenn man nach der Frage der Indikation verschiedener Meinung sein kann, so bestehen doch letztendlich eine Reihe von intraoralen und allgemein-medizinischen Befunden, die eine Implantation nicht zulassen bzw. als Kontraindikation zu gelten haben.

1. Möglichkeit der normalen prothetischen Versorgung ist vorhanden
2. Absolute allgemein-medizinische Kontraindikationen:
 - a) endokrine Störungen:
 - Diabetes mellitus (Gefahr der Wundheilungs=

- störung, Ulcerationen und marginale Parodontitiden, bedingt durch die diabetogene Angiopathie)
- Hyperthyreose (Gefahr einer generalisierten Osteoporose)
 - Hyperparathyreoidismus
 - hypophysäre Störungen
 - Nebennierenrindenüberfunktion (Morbus Cushing)
 - Nebennierenrindenunterfunktion (Morbus Addison)
- b) Corticosteroide als Therapeutikum:
- bei Allergien und rheumatischen Erkrankungen
 - Verminderung der körpereigenen Abwehr (Immunsuppression)
 - bei Langzeitanwendung: Gefahr der Osteoporose, d.h. es besteht eine negative Calciumbilanz durch vermehrtes Ausscheiden von Calcium
- c) Herz-, Kreislauf- und Niereninsuffizienz:
- bei Störungen des hämatopoetischen Systems, Kachexie, Herzkrankheiten, Angina pectoris, Venenerkrankungen, Kreislaufstörungen, Nephritis u.a.)
3. Krankheiten mit chronisch-destruktivem Charakter:
- Tumore (Karzinome, Sarkome u.a.), Tuberkulose, Lues u.a.
4. Schleimhauterkrankungen:
- Leukoplakie, Glossitis, Lichen ruber planus
5. Ungünstige Knochenstrukturen, Fremdkörper im Knochen, Krankheiten des knochenbildenden Systems:
- fortgeschrittene Pneumatisation der Kieferhöhlen, Ostitis deformans (Morbus Paget), primäre Osteoporose, Osteodystrophia fibrosa generalisata

(Morbus Recklinghausen)

6. Oberflächlicher Verlauf des Canalis mandibulae
mit geringer Knochendecke
7. Chronischer Alkoholismus
8. Neuritiden und Neuralgien im Kiefergesichtsbereich
9. Widerwillen gegen den chirurgischen Eingriff

IV.3.3. ZEITLICH BEDINGTE KONTRAINDIKATIONEN

1. Lokale, pathologische Oralbefunde:
Wurzelreste, verlagerte Zähne, Zysten u.a.
2. Bestehender Hygiene-Index:
Notwendigkeit der entsprechenden Aufklärung
und Motivation zur Mundpflege
3. Temporäre allgemein-medizinische Kontraindikationen:
bei fieberhaften und nicht fieberhaften Infekten, wie z.B. bei grippalen Infekten, Magen- und Darminfekte, Erkrankungen des Genitaltraktes u.a., ebenso Schwangerschaften (zu hoher Östrogenspiegel)

Zur Vermeidung unnötiger Mißerfolge und zur Erkennung der Risikopatienten ist die Anamnese und der Untersuchungsbefund notwendig. Das Alter des Patienten zählt nicht zu den ausschlaggebenden Faktoren, da sich oft das chronologische Alter vom biologischen Alter wesentlich unterscheidet.

IV.3.4. OPERATIONSVERLAUF

Ist die Voruntersuchung beendet und die Indikation für ein

subperiostales Gerüst gegeben, kann ein Operationstermin mit stationärer Aufnahme des Patienten vereinbart bzw. mit der Operation begonnen werden. An Hand der bereits durchgeführten Situationsabdrücke können vor Operationsbeginn individuelle Abdrucklöffel für den bevorstehenden Knochenabdruck angefertigt werden. Die Beschichtung des Implantates kann nur als zweizeitige Methode durchgeführt werden, d.h. daß zwei operative Eingriffe notwendig sind.

Vor dem chirurgischen Eingriff erhält der Patient eine medikamentöse Operationsvorbereitung, bestehend aus den folgenden Komponenten:

1. als Schmerzmittel = DOLANTIN 25 mg
2. als sekretionshemmendes Mittel = ATROPIN-SULFAT 0,5 mg
3. als zentral dämpfendes Mittel = VALIUM 10 mg
4. als Psychosedativum mit vegetativ dämpfenden Effekt und Antihistamin-Eigenschaften zur Verhinderung der allergischen und anaphylaktischen Reaktion = ATOSIL 25 mg.

Nach entsprechender Prämedikation und Lokalanästhesie (Terminal- und Leitungsanästhesie) beginnt man den Knochen nach einem Mukoperiostschnitt freizulegen. Die Inzision im Oberkiefer reicht, auf der Alveolarkamm-Mitte liegend, vom rechten Tuber zum linken Tuber. Vestibulär wird stumpf abpräpariert, so weit, daß das gesamte Knochenmassiv bis zum Ansatz des Jochbogens und der kaudale Anteil der Apertura piriformis freiliegt. Die palatinale Schleimhautperiostdecke wird nach dem Durchtrennen der Nervi incisivi palatini an der Austrittsstelle stumpf nach distal abpräpariert. Die

Arteriae palatinae majores werden ohne Durchtrennung sorgfältig mit dem Schleimhautperiostlappen von der knöchernen Unterlage abgelöst, aber nur bis zum Übergang des Alveolarfortsatzes in die Gaumenplatte (etwa eine fingerbreite Präparation palatinal vom Alveolarkamm).

Im Unterkiefer ist beim Kieferkammschnitt, der vom Trigonum retromolare rechts zum Trigonum retromolare links reicht, besonders auf die Foramina mentalia bzw. auf die Nervi mentales zu achten. Denn bei hochgradiger Atrophie kann der Nervus mentalis am und nicht bukkal vom Alveolarkamm austreten. Eine Zerrung, Quetschung oder Kompression des Nervus mentalis ist zu vermeiden. Oft ist es auch notwendig, die Muskelansätze (M. mentalis, M. genioglossus, M. mylohyoideus) am Ansatz abzutrennen und tiefer zu legen. Bindegewebige Anteile und Rauheiten auf dem Kieferkamm werden grundsätzlich entfernt und geglättet. Dünne, spitzwinkelig verlaufende Kieferkämme werden gekürzt und abgerundet, da sie sich nicht als Auflage für ein subperiostales Gerüst eignen.

Eine Verbesserung der Lagestabilität post operationem kann mit Hilfe einer Rillenfräsung erreicht werden, die zwischen den Foramina mentalia vestibulär im Knochen verläuft, in diese dann die bukkale Strebe des Gerüstes einrasten kann. Auch im Bereich der Spina nasalis und im Bereich der den Alveolarfortsatz überquerenden Streben ist eine Fräsung zur Einlagerung angebracht, damit die Streben des Gerüstes oberflächenferner zu liegen kommen und die durch Knochenatrophie bedingten Folgen, wie z.B. die Gerüstfreilegung, verhindert werden kann.

Nach Reinigung des Wundgebietes mit Ringerlösung erfolgt der Knochenabdruck. Damit sich keine Weichteile zwischen Abdruckmasse und Knochenoberfläche einschieben können, werden die Schleimhautperiostlappen mit Hilfe von Situationsnähten abgehalten. Eine "Conditio sine qua non" ist für die Gerüstherstellung der exakte Knochenabdruck. Dazu benötigt man den bereits vorgefertigten individuellen Abformlöffel, den man mit einem plastischen Abformmaterial beschickt. Als Abformmaterial dient sowohl IMPREGUM (eine Polyäthergummi-Abdruckmasse der Firma ESPE) als auch ALGINAT. IMPREGUM liefert sehr exakte Abdrücke. Nach Entfernen des des Abdruckes kontrolliert man die Wunde, ob nicht versteckte Materialreste im Wundbett zurückgeblieben sind, da diese die Ursache für spätere Eiterungen und Wundheilungsstörungen sein können. Aus diesem Grund lehnen einige Operateure diese Polyäthermasse ab. ALGINAT hat den Vorteil sterilisierbar zu sein, rasch abzubinden, Rückstände leicht erkennen zu lassen und gut aus dem Gewebe entfernbar zu sein. Nach Ausspülung und Säuberung der Knochenwunde erfolgt ein einschichtiger Wundverschluß, d.h. die Situationsnähte werden entfernt und die Schleimhautperiostlappen werden in ihrer ursprünglichen Lage mit Fixationsnähten bis zum Einsetzen des fertigen Gerüstes gehalten.

Die Herstellung des Gerüstes geschieht im zahntechnischen Labor und dauert ca. 7 - 8 Stunden, die Arbeitszeit für die Beschichtung ca. 3 Stunden, also werden insgesamt an Arbeitszeit ca. 10 - 11 Stunden benötigt. Dabei wird der Transportweg außer Acht gelassen, da das gewerbliche Labor und die Firma PFAUDLER, die für die Beschichtung zuständig

ist, weit voneinander entfernt sind. Jedoch läßt sich, wenn die Untersuchungsergebnisse und eventuelle Tierexperimente zufriedenstellend abgeschlossen sind, dieses Entfernungsproblem beheben, indem die Firma PFAUDLER den Beschichtungsauftrag einem hier zuständigen Labor übertragen würde. Dies ist nach Mitteilungen der Firma nur ein Vorschlag, aber keine bindende Zusage, da gewisse Firmenaufgaben in Bezug auf das Glaskeramik-Patent erfüllt werden müssen.

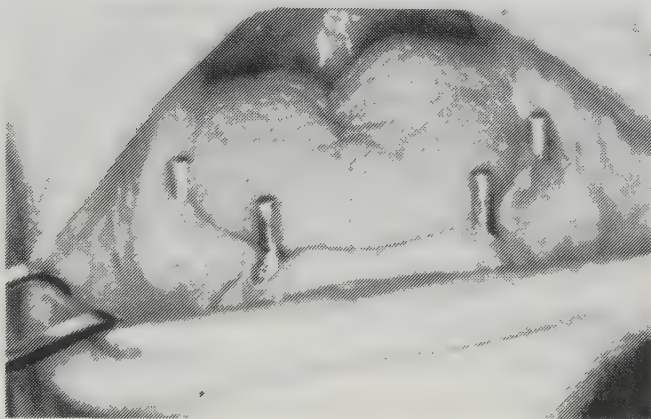
Je nach anatomischer, individueller Situation kann man das Gerüst im Bereich des Trigonum retromolare offen oder geschlossen, durch eine zusätzliche Querverbindung, konstruieren. Die Pfeiler sollen im Zahnbereich der Sechsjahrmolaren (16,26,36,46) und der Eckzähne (13,23,33,43) liegen, da sie sich an diesen Stellen in einem mechanisch-neutralen Raum zwischen Zunge und Wangenweichteile befinden. Die wesentlichsten Merkmale des Gerüsts sind der eines Stahlgußgerüsts nicht unähnlich; dazu gehören Abstützung, Umfassung und Retention, wobei die Retention immer passiv eingreifen sollte, um Resorptionen zu vermeiden.

In der Regel erfolgt der zweite Operationsvorgang am gleichen Tag, d.h. an dem Tag, an dem der Knochenabdruck gemacht und das Gerüst anschließend gefertigt wird. Das eigentliche Einsetzen des subperiostalen Gerüsts geht rasch vor sich, da sich die Schleimhautperiostlappen leicht von der knöchernen Unterlage ablösen lassen. Ist der Knochen freigelegt, wird das vorher sterilisierte Implantat einprobiert und gegebenenfalls mit einigen zarten Hammerschlägen in Position

geklopft. Dabei soll es zu einem kräftigen Schnapp-Effekt kommen, ähnlich einem Gußklammerneffekt. Das Gerüst liegt jetzt überall dicht dem Knochen an und kann manuell nicht mehr entfernt werden. Anschließend wird die Schleimhaut über dem Implantat vernäht, wobei besonders im Bereich der Pfosten darauf geachtet wird, daß die Naht fest anliegt und zu einer Art Manschette oder Kragen geformt wird. Zu feste Nähte würden die Nutrition in diesem Gebiet verhindern, zu lockere Nähte hingegen zu Nahtdehiszenzen führen. Der Patient erhält nach Beendigung der Operation Antibiotika zur Vermeidung von Infektionen. Nach 7 - 8 Tagen kann der Patient aus der Klinik entlassen und ambulant behandelt werden. Die gelegten Nähte werden nach ca. 8 - 10 Tagen entfernt. Als provisorischer Zahnersatz dient die alte Kunststoffprothese des Patienten, die an den Pfeilerstellen ausgeschliffen wird und die ca. 4 - 6 Wochen getragen werden kann. Die Suprastruktur, der definitive Zahnersatz, kann nach dieser Zeit (6 - 8 Wochen post operationem) eingegliedert bzw. angefertigt werden.

Das subperiostale Implantat im Oberkiefer ist seltener, meist nur als Teilimplantat. Auf Grund der weniger belastbaren dünnen Kortikalis der Maxilla kann der Knochen auf den Druck des Implantatgerüstes mit Knochenresorption reagieren. Dies kann zu einem Einsinken des Implantates und der Gefahr der Eröffnung der Kieferhöhle oder Nasenhöhle führen.

Abb.9: Subperiostales unbeschichtetes Implantat eines Unterkiefers, ca. 4 Wochen post operationem



IV.4. METHODE

IV.4.1. IMPLANTATHERSTELLUNGSVERFAHREN

Eine mazerierte Mandibula dient als sogenanntes Phantommodell, auf dem die Beschichtung und das Gerüst erprobt werden. Dieses Unterkieferpräparat ist völlig zahnlos und gewährleistet eine gute exakte anatomische Situation für die Durchführung des Versuches.

1. Abdruck und Modellanfertigung:

Der Knochenabdruck wird, nach bereits erfolgter Anfertigung eines individuellen Löffels, mit IMPREGUM (eine Polyäthergummi-Abdruckmasse der Firma ESPE) durchgeführt. Dieser Vorgang wird viermal ausgeführt, da vier entsprechende Meistermodelle benötigt werden.

2. Herstellung der Meistermodelle:

Die Abdrücke werden mit Hartgips ausgegossen. Als nächster Schritt erfolgt eine Überziehung mit unterschiedlich starker Zinnfolie. Es stehen jetzt folgende Meistermodelle zur Verfügung:

- 1 Modell ohne Zinnfolie,
- 1 Modell mit 0,1 mm starker Zinnfolie überzogen,
- 1 Modell mit 0,2 mm starker Zinnfolie überzogen,
- 1 Modell mit 0,3 mm starker Zinnfolie überzogen.

3. Implantatherstellung in Wachs:

Alle vier Meistermodelle werden mit REPROGUM (eine Polyäthergummi-Dubliermasse der Firma ESPE) dubliert, d.h. in Einbettmasse viermal gefertigt. Auf diesen erhaltenen Modellen wird die Gerüstform aufgezeichnet und es werden jeweils dem Modell entsprechend vier verschiedene Gerüste in Wachs aufmodelliert. Die Pfeiler werden mit Hilfe des Parallelometers ausgerichtet. Als nächster Schritt folgt die Einbettung.

4. Fertigstellung der Metallimplantate:

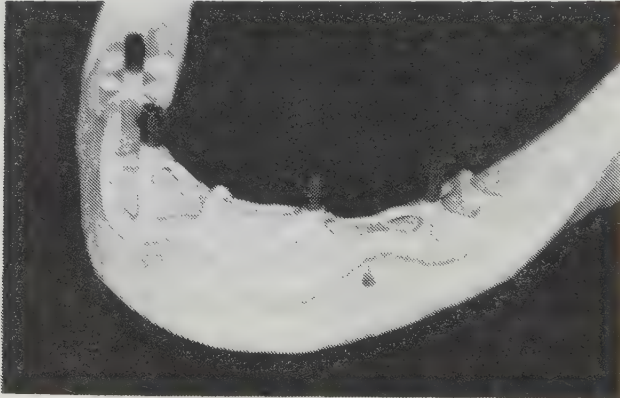
Die Einbettmasse ist auf das zu verwendende Metall (Wisil - eine Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung) abgestimmt. Nach dem Gießen werden die Gerüste ausgearbeitet. Eine Politur ist nicht notwendig, die Gerüste bleiben sandgestreht. Mit Ausnahme des Gerüstes, das auf dem originalgetreuen Meistermodell gefertigt wurde, d.h. auf dem Modell ohne Zinnfolie.

5. Vorbehandlung der Implantate und Beschichtungsverfahren:

Nach dem Ausarbeiten mit dem Sandstrahler werden die Gerüste wärmebehandelt. Dieses sogenannte Vorglühen besteht teilweise aus dem Homogenisieren, um durch erneute Erwärmung des Gerüsts inhomogene Kristallstrukturen in homogene Zustände umzuwandeln und die einzelnen Legierungsbestandteile zum Konzentrationsausgleich durch Diffusion anzuregen. Teilweise besteht dieses Vorglühen auch aus der Rekristallisation, um die bei der Ausarbeitung des Gerüsts entstandene Kaltverformung, die die Zerstörung des Kristallgitters zur Folge hat, durch Wärmezufuhr zu einem Wiederaufbau des Kristallgefüges bzw. zu einer Strukturänderung zu veranlassen. Die so vorbehandelten Gerüste werden von der Firma PFAUDLER mit OSTEOCERAM N beschichtet. Die Beschichtungskeramik und der Arbeitsvorgang wird in IV.2.2. (Seite 51) näher erläutert und beschrieben. Zu erwähnen ist noch, daß die in einer Flüssigkeit gelösten Substanzen der Haft- und Deckschichten von Hand, mit Hilfe einer Sprühpistole, auf die Gerüste aufgesprüht werden. Nach den Trocknungsvorgängen werden die Gerüste, auf den Pfeilern stehend, in den Brennofen gebracht. Die Pfeilerendstellen sind die einzigen unbeschichteten Teile der Gerüste. Diese Pfeiler haben jedoch später weder Knochen- noch Epithelkontakt, da die Suprastruktur über sogenannte teleskopierende Palliaghülsen auf den Implantatpfeilern abgestützt wird. Eine Feinnachbearbeitung, wie auch eine Reparatur, ist jederzeit möglich, das bedeutet: unzureichende Stellen beseitigen bzw. abschleifen, aufsprühen,

trocknen und brennen.

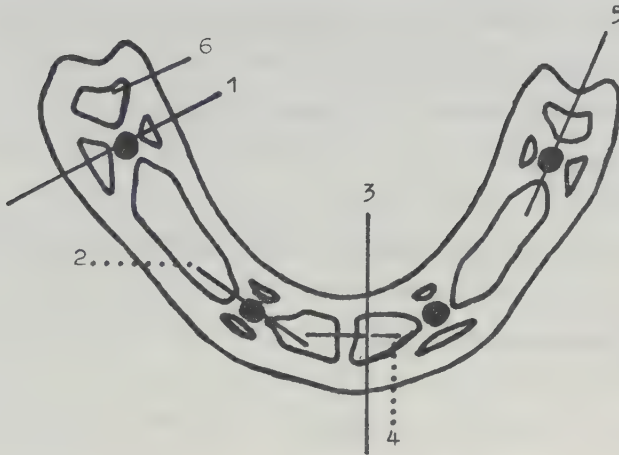
Abb.10: Beschichtetes subperiostales Implantat auf
mazeriertem Unterkiefer



IV.4.2. SCHNITTANFERTIGUNG UND SCHNITTGESTALTUNG DER BESCHICHTETEN GERÜSTE

Die vier beschichteten Implantate werden auf ihre Paßgenauigkeit geprüft und die Ergebnisse festgehalten. Danach werden die Gerüste zersägt, in einer harten Kunststoffmasse eingebettet und nach der Aushärtung plan geschliffen, so daß diese Schnitte der geplanten Schnittgestaltung entsprechen. Bei der Darstellung der Schnitte wird vorallem auf die Problemzonen des Implantates eingegangen. Es handelt sich um Querschnitte der Gerüste nach folgender Schnittgestaltung: siehe Seite 69

Abb.11: Schnitt-Skizze eines beschichteten Gerüsts



Die erhaltenen Schnitte zeigen dem Betrachter einen Querschnitt durch das Metallgerüst. Von der Beschichtung ist für das bloße Auge kaum etwas zu sehen. Man sieht zwar, daß das Implantat von der Glaskeramiksicht ummantelt ist, kann aber keine Beurteilung über die Vollständigkeit und die Stärke der Beschichtung treffen.

IV.4.3. MIKROSKOPMESSUNGEN DER BESCHICHTETEN GERÜSTE

Die Möglichkeit der Anwendung eines Stereomikroskopes eröffnet neue Perspektiven. Da die Gerüstteile, eingebettet in einer Kunststoffmasse, ca. 2 - 3 cm dick sind, ist es nicht möglich ein herkömmliches Mikroskop zu benutzen. Durch die Verwendung eines Auflichtmikroskopes (Stereomikroskop SV 8 der Firma ZEISS) ergeben sich verwertbare Aussagen. Mit Hilfe einer Strahlenquelle, die von oben auf

das Objekt auftrifft, kann das Werkstück im Mikroskop betrachtet werden. Dieses Stereomikroskop bietet außerdem ein stufenlos regelbares Vergrößerungssystem an. Der Verstellbereich reicht von 0,8 x 6,4 x. Mit Verstellen der Vergrößerung wird jedoch der Brennpunkt nicht verändert. Der eingestellte Zahlenwert (hier: 1,0 x, 2,5 x, 6,4 x) ergibt multipliziert mit der entsprechenden Okularvergrößerung (hier: 10 x) die Gesamtvergrößerung. Zur Dokumentation werden die Mikroskopbilder photographisch festgehalten. Die erhaltene Abbildungsgröße des Objektes ergibt sich nun, unter Berücksichtigung des Multiplikators, der der Brennweite des Kameraobjektives entspricht, folgende Formel:

$$\begin{aligned} \text{BILDVERGRÖßERUNG} &= \text{OKULARVERGRÖßERUNG} \times \text{VARIO-} \\ &\quad \text{VERGRÖßERUNG} \times \text{MULTIPLIKATOR} \\ &\quad (\text{KAMERAOBJEKTIV}) \end{aligned}$$

V. ERGEBNISSE

V.1. MIKROSKOPISCHE UND ZEICHNERISCHE DARSTELLUNG DER IMPLANTATSCHNITTE

Die Querschnitte der vier beschichteten Implantate werden bei verschiedenen Vergrößerungen photographiert und zur besseren Übersicht zeichnerisch dargestellt. Da unterschiedliche Zahlenwerteinstellungen verschiedenen Vergrößerungen entsprechen, werden sie wie folgt berechnet: Seite 71

bei 1,0 x Vario-Vergrößerungseinstellung:

$$\begin{aligned} 10,0 \times 1,0 \times 0,22 &= \underline{2,2 \text{ fache Vergrößerung}} \\ (\text{Okular}) \times (\text{Vergrößerung}) \times (\text{Multiplikator}) &= \\ &= \underline{\text{reale Vergrößerung}} \end{aligned}$$

bei 2,5 x Vario-Vergrößerungseinstellung:

$$10,0 \times 2,5 \times 0,22 = \underline{5,5 \text{ fache Vergrößerung}}$$

bei 6,4 x Vario-Vergrößerungseinstellung:

$$\begin{aligned} 10,0 \times 6,4 \times 0,22 &= \underline{14,08 \text{ fache Vergrößerung}} \\ &(\text{abgerundet auf } 14 \text{ fache} \\ &\text{Vergrößerung}) \end{aligned}$$

An sechs ausgesuchten, verschiedenen Beispielen soll hier die Stärke und Vollständigkeit der Beschichtung mit OSTEOCERAM N gezeigt werden. In Abbildung 12 sind die sechs Querschnitte schematisch zusammengefaßt. Sie zeigen die Pfeilerauflagestellen, sowie die Längs- und Querstreben der Gerüste.

Es wurden alle beschichteten Implantatgerüste zersägt. Bei den Gerüsten, die auf den Meistermodellen mit 0,2 mm und 0,3 mm unterlegter Zinnfolie aufmodelliert waren, wurde der Beschichtungsvorgang zweimal durchgeführt. Die Glaskeramikschicht soll die unterlegte Zinnfolie, die am anatomischen Präparat fehlt, ersetzen, damit die Stabilität des Metallgerüstes bzw. die Paßgenauigkeit gewährleistet bleibt.

Abb.12: sechs verschiedene Querschnittsbeispiele



Querschnitt 1.)



2.)



3.)



4.)



5.)



6.)

Die Querschnitte 1. bis 4. zeigen die Beschichtungsstärke des Gerüsts, das auf dem Meistermodell mit 0,1 mm unterlegter Zinnfolie gefertigt wurde. Die Querschnitte des Originalgerüsts zeigen im Vergleich zu den Querschnitten 1. bis 4. fast identische Beschichtungsstärken. Bei beiden Gerüsten wurde versucht die OSTEOCERAM-Schicht so dünn wie möglich zu gestalten. In ihrer Paßgenauigkeit zeigen diese beschichteten Implantate keine großen Differenzen.

QUERSCHNITTE

PHOTOGRAPHISCHE UND ZEICHNERISCHE DARSTELLUNGEN

Abb.13: Implantatgerüst quer geschnitten, mit einem Pfeiler und zwei Längsstreben. Querschnitt 1.



Abb.13 a:
2,2 fache Vergrößerung

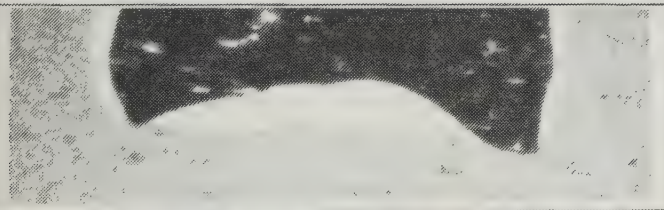


Abb.13 b:
5,5 fache Vergrößerung

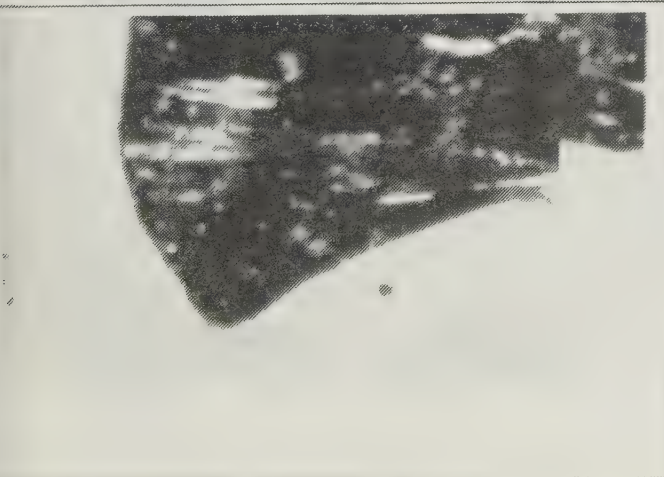


Abb.13 c:
14 fache Vergrößerung

Die berechnete Vergrößerung bezieht sich auf die Dia-Film-Abbildung. Um die exakten Maße der Beschichtungsstärke angeben zu können, muß man berücksichtigen, daß ein Bildabzug (Maße: 7 x 12 cm) den originalgetreuen Maßstab auf dem Diapositiv verändert. Mit Hilfe einer mikroskopischen Millimeterskala wird der originalgetreue Maßstab auf ein Bild projiziert. Aus dieser veränderten Skala läßt sich nun die Beschichtungsstärke von OSTEOCERAM N errechnen, bzw. der entsprechende Maßstab angeben.

Das ergibt für die folgenden Vergrößerungen:

- eine 2,2 fache Vergrößerung entspricht einem Maßstab von 1 : 0,15 mm
- 5,5 fache Vergrößerung = Maßstab 1 : 0,05 mm
- 14 fache Vergrößerung = Maßstab 1 : 0,02 mm.

Der Querschnitt 1. (Abb.13) zeigt einen Pfeiler und zwei Längsstreben, quer geschnitten. Die dazugehörige Skizze von Querschnitt 1. (Abb.14 a) läßt erkennen, daß auch sehr spitz auslaufende Pfeilerränder vollständig mit OSTEOCERAM N ummantelt sind. Die beschichtungsschwächste Stelle beträgt 0,02 mm und befindet sich an einem scharfen Grat der Pfeilerauflage. Durch die Grafik wird deutlich, daß der Beschichtungsüberzug unterschiedlich stark ist. Die Erklärung liegt darin, daß während der Ofenfahrt die Glaskeramik eine flüssige Phase einnimmt und somit zum einen den Gesetzen der Schwerkraft und zum anderen den Gesetzen der Fließfähigkeit des Materials bzw. den Gesetzen der Oberflächenspannung der geschmolzenen Glaskeramik unterliegt.

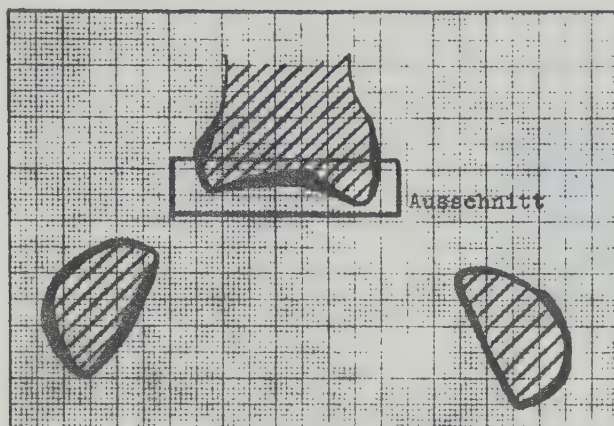


Abb.14 a:

Skizze zu Abb.13

Maßstab 1:0,15

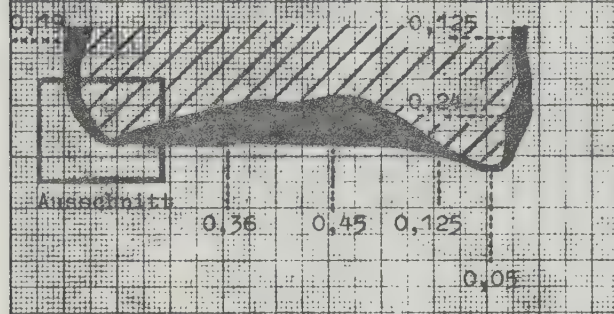


Abb.14 b:

Maßstab 1:0,05

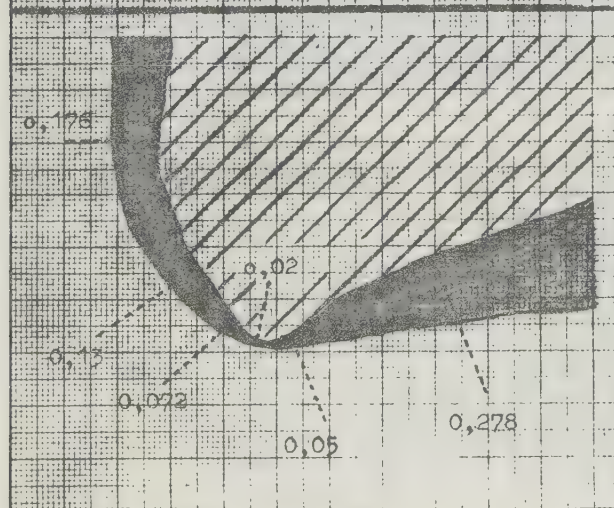


Abb.14 c:

Maßstab 1:0,02

Abb.15: Implantatpfeiler, längs geschnitten, Querschnitt 2.

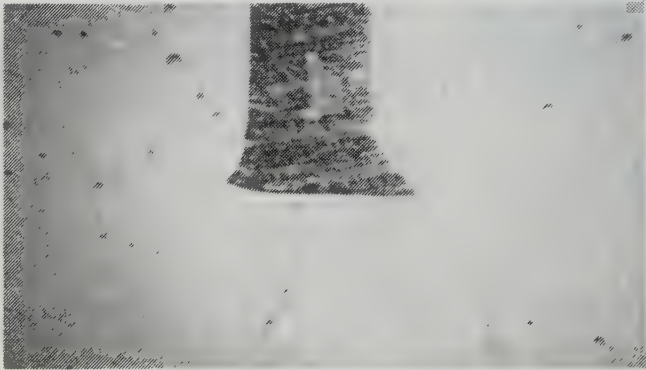


Abb.15 a:

2,2 fache

Vergrößerung

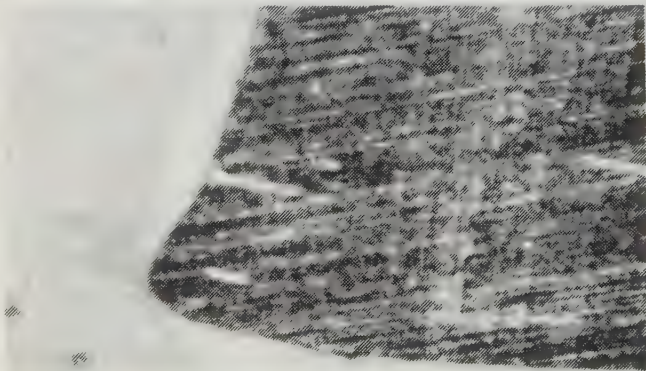


Abb.15 b:

14 fache

Vergrößerung

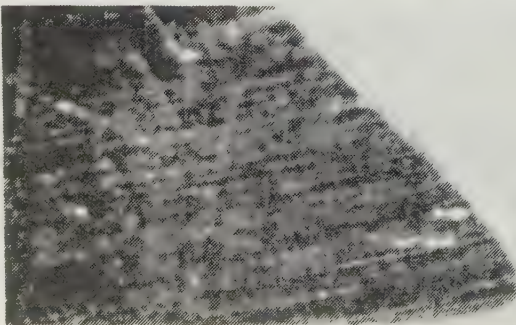


Abb.15 c:

14 fache

Vergrößerung

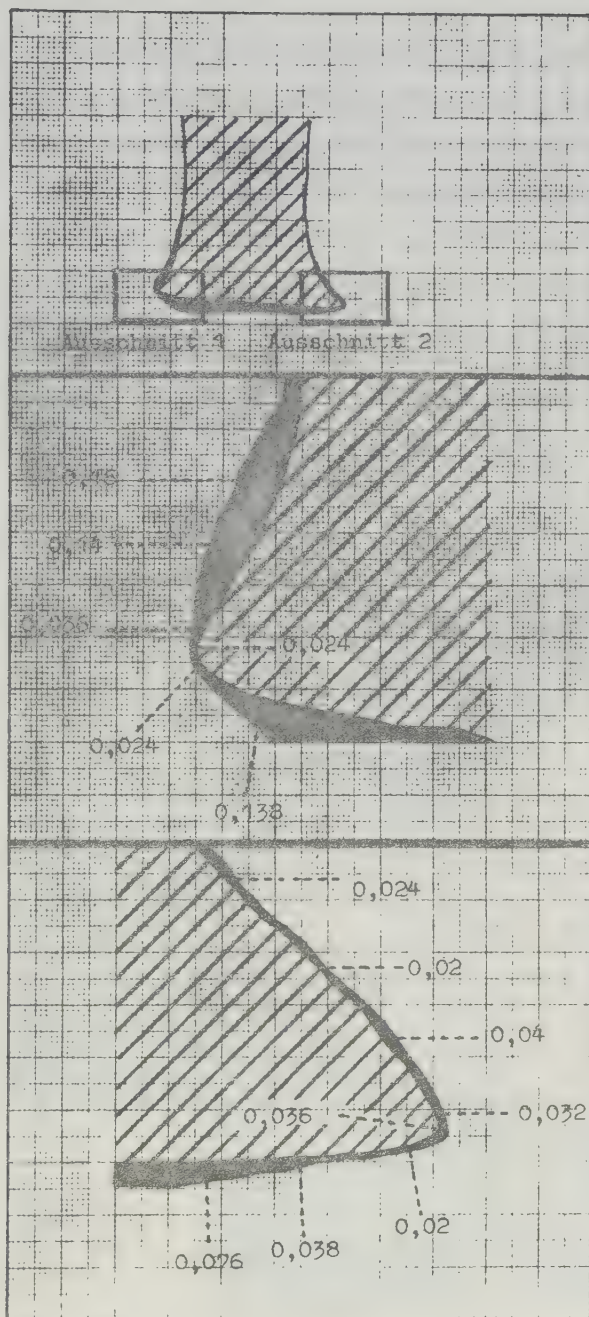


Abb.16 a:

Skizze zu Abb.15

Maßstab 1:0,15

Abb.16 b:

Ausschnitt 1

Maßstab 1:0,02

Abb.16 c:

Ausschnitt 2

Maßstab 1:0,02

Da die Implantatgerüste, auf den Pfeilern stehend, den Brennvorgang absolvieren, ist es nur eine logische Folgerung, daß sich konkave Gerüstteile wie "Auffangbehälter" verhalten und Gerüstränder zum Abfließen von OSTEOCERAM N zwingen. Das Ergebnis muß, allein auf Grund physikalischer Gesetzmäßigkeiten, immer zu ungleichen Beschichtungsstärken führen, die sich jedoch in sehr kleinen Größenordnungen bewegen (von 0,02 - 0,45 mm).

Abb.17: Längsstrebe, quer geschnitten, Querschnitt 3.

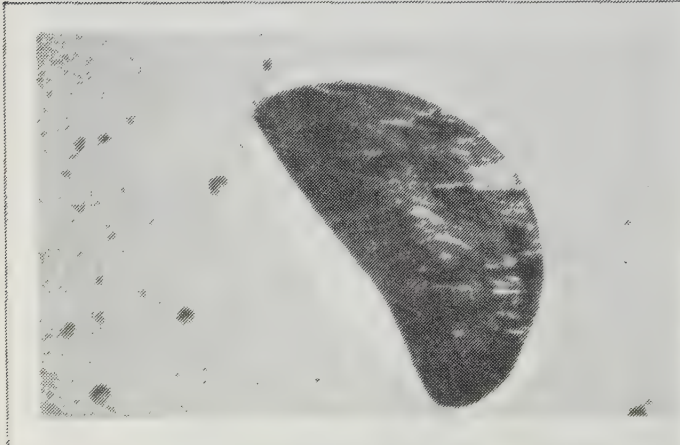


Abb.17 a:
5,5 fache
Vergrößerung

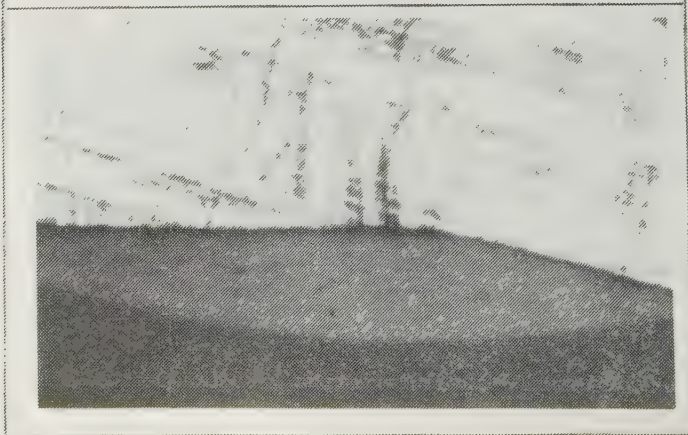


Abb.17 b:
14 fache
Vergrößerung

Wie aus den Abbildungen 14 a - c und 16 a - c zu erkennen ist, herrschen auch in Abbildung 18 a - b die gleichen Gesetzmäßigkeiten. Die Beschichtung mit OSTEOCERAM N ist zwar einerseits vollständig, jedoch andererseits ungleichmäßig.

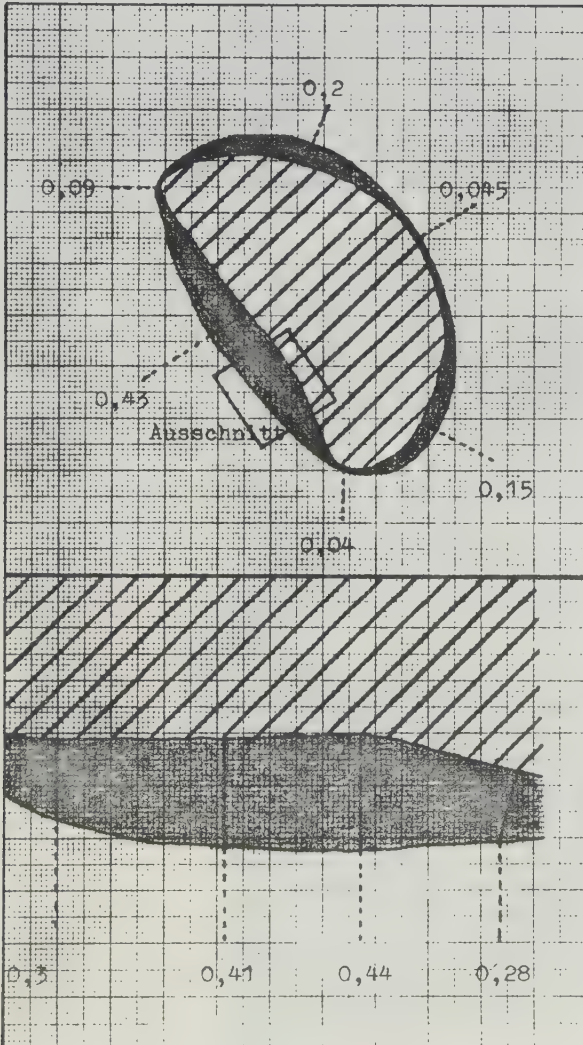


Abb.18 a:

Skizze zu Abb.17

Maßstab 1:0,05

Abb.18 b:

Maßstab 1:0,02

Abb.19: Längsstrebe, quer geschnitten, Querschnitt 4.

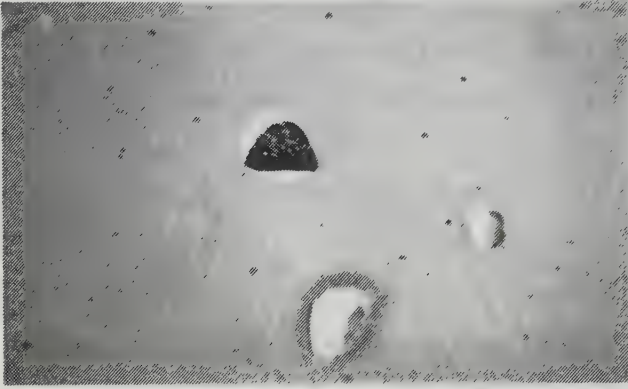


Abb.19 a:
2,2 fache
Vergrößerung

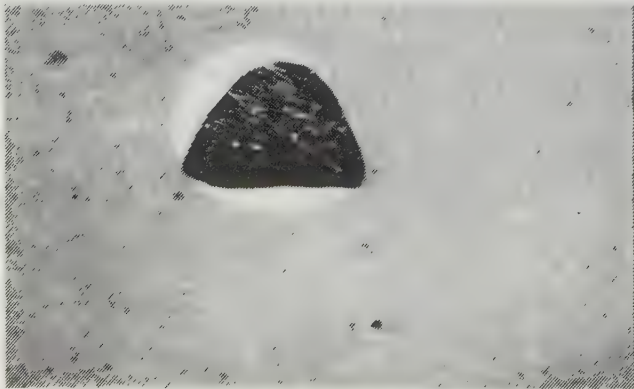


Abb.19 b:
5,5 fache
Vergrößerung

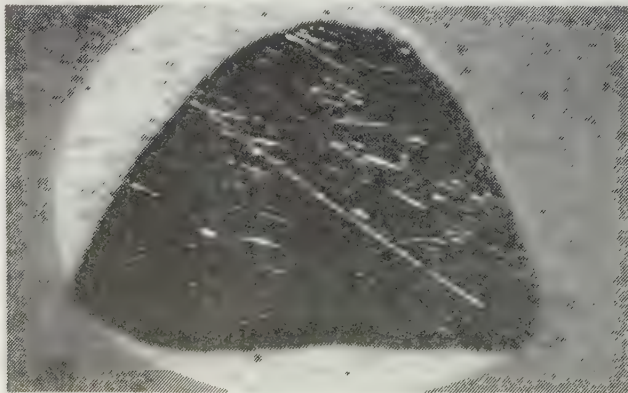


Abb.19 c:
14 fache
Vergrößerung

Abb.20: Skizzen zu Abb.19

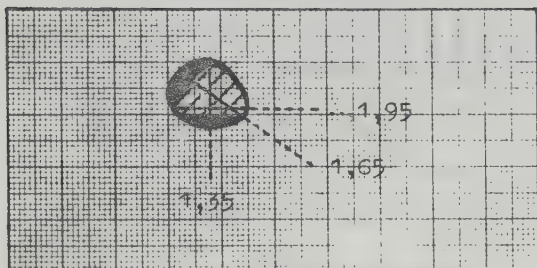


Abb.20 a:

Maßstab 1:0,15

Maße des Metallgerüsts
ohne Beschichtung

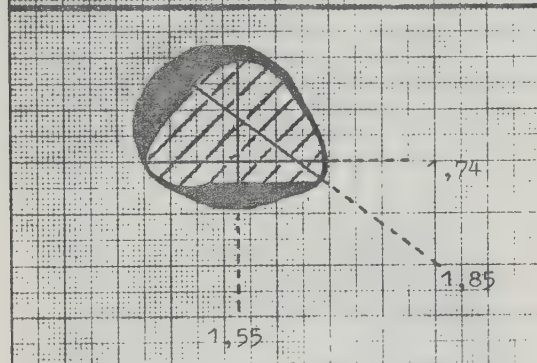


Abb.20 b:

Maßstab 1:0,05

Maße des Metallgerüsts
mit Beschichtung

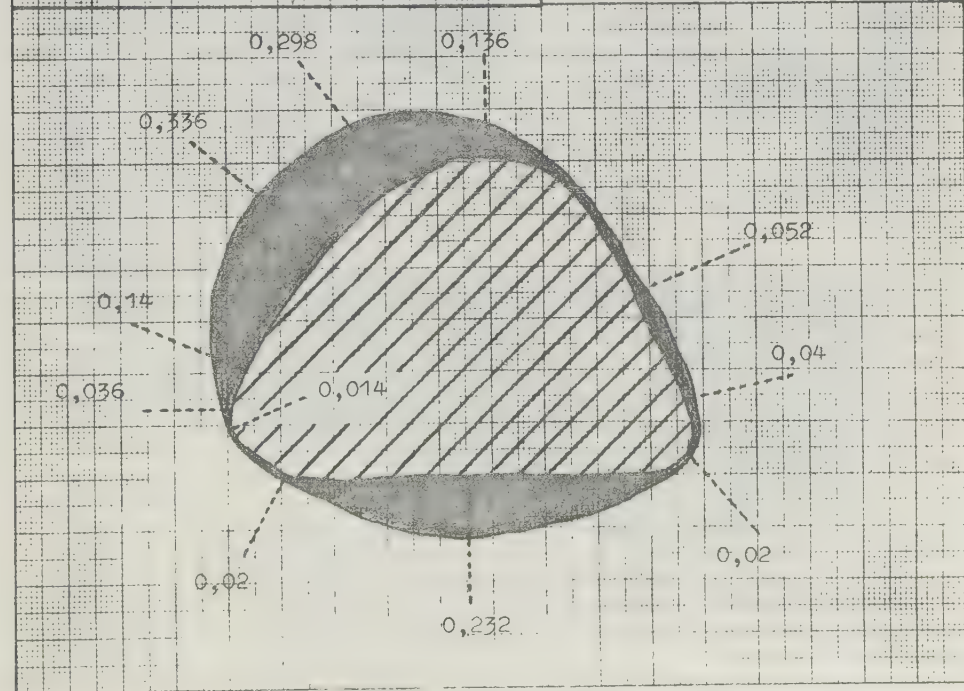


Abb.20 c: Maßstab 1:0,02

Als Folge des ungleichmäßigen OSTEOCERAM-Überzuges des Gerüsts ändert sich die Paßgenauigkeit des Implantates. Durch klinische, experimentelle Untersuchungen müßte geklärt werden, inwieweit die Differenzen zwischen Zinnfolienauflage und Beschichtungstärke akzeptiert werden können.

Abb.21: Pfeilerauflage, längs geschnitten, Gerüst gefertigt auf Gipsmodell mit 0,2 mm Zinnfolie unterlegt und mit OSTEOCERAM N beschichtet, Querschnitt 5.



Abb.21 a:
2,2 fache
Vergrößerung

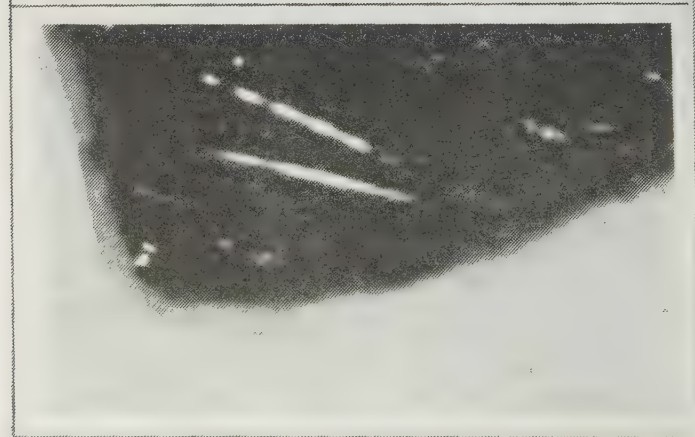


Abb.21 b:
14 fache
Vergrößerung

In Abbildung 21 - 24 werden die Querschnitte der beschichteten Gerüste gemessen, die auf den Gipsmodellen, welche mit einer 0,2 mm und 0,3 mm starken Zinnfolie überzogen waren, modelliert wurden. Beim Beschichtungsvorgang wurde hier ganz bewußt die etwas dickere Oxidhaftschrift beibehalten, damit die Glaskeramikschrift den Zwischenraum, der künstlich durch die Zinnfolie geschaffen wurde, ganz ausfüllen kann.

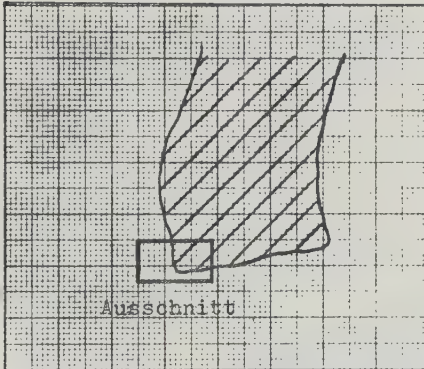


Abb.22: Skizzen zu Abb.21

Abb.22 a: Maßstab 1:0,15

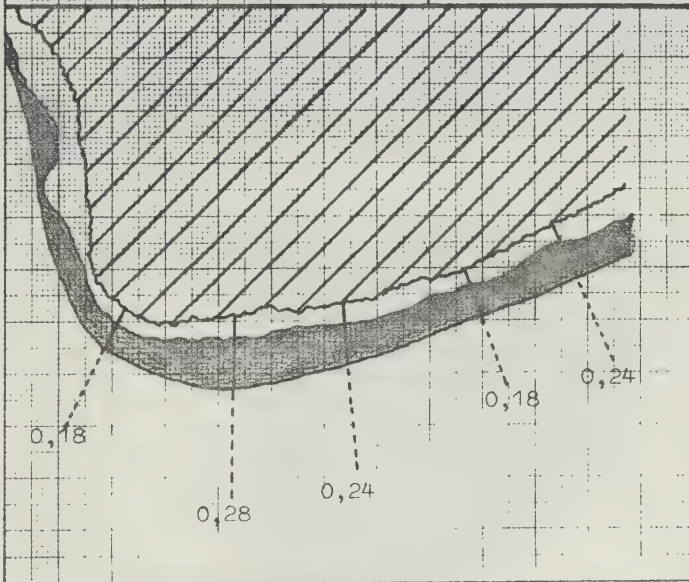


Abb.22 b:

Maßstab

1:0,02

Auch bei dicker gehaltenen Beschichtungen gelten die physikalischen Gesetze, so daß, wie hier zu erkennen ist, die Glaskeramikstärke an den auslaufenden Rändern deutlich dünner ist gegenüber der Glaskeramikstärke an den Auflagestellen. Die Oxidhaftschrift, zwischen Metall und Deckschicht gelegen, ist sehr ausgeprägt. Dadurch wird die extreme Haftung zwischen Metall und Keramik erzeugt.

Abb.23: linguale Strebe, quer geschnitten, Querschnitt 6.



Abb.23 a:

2,2 fache

Vergrößerung

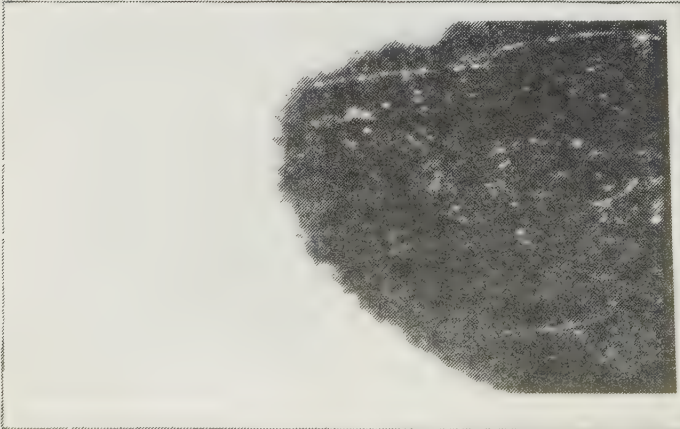


Abb.23 b:

14 fache

Vergrößerung

Abbildung 24 a - b zeigt die Beschichtungsstärken an, die den künstlich geschaffenen Zwischenraum einer 0,3 mm starken Zinnfolie entsprechend, ausfüllen sollen. Das Ergebnis ist folgendes: Die Beschichtungsstärke reicht von 0,08 mm - 0,234 mm; die Beschichtung ist ungleichmäßig, aber vollständig und porenfrei. Die Paßgenauigkeit auf dem Gipsmodell und auf dem Phantommodell ist unzureichend.

Abb.24: Skizzen zu Abb.23

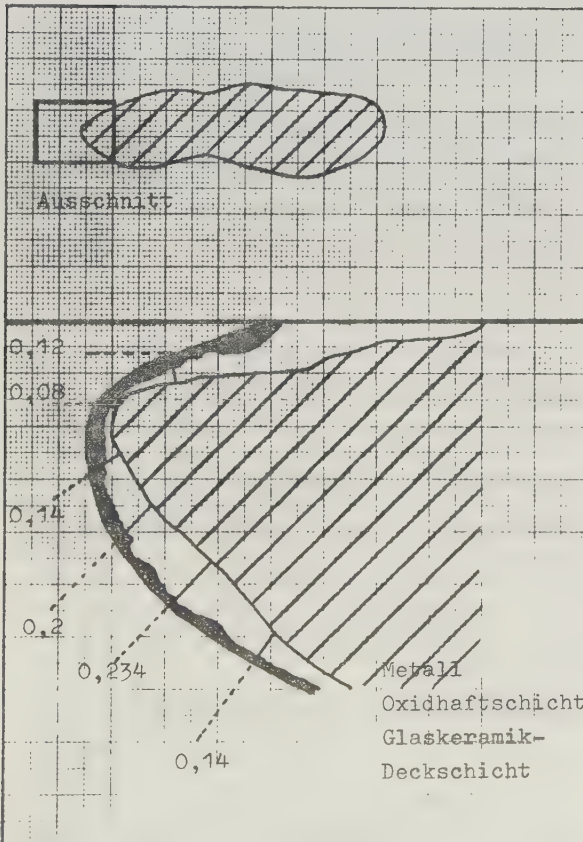


Abb.24 a:

Maßstab 1:0,15

Abb.24 b:

Maßstab 1:0,02

Bei den Implantatgerüsten, die auf dem Originalmodell und auf dem 0,1 mm Zinnfolienmodell gefertigt wurden, ist die Paßgenauigkeit nach der Beschichtung am besten und die Stabilität bzw. die Fixation des Glaskeramikgerüstes im Bereich des Vertretbaren.

Alle anderen OSTEOCERAM-Modelle weisen eine schlechte Paßform auf. Die Gerüste zeigen einen deutlichen Schaukeleffekt. Selbst wenn die Gerüste durch kleine Hammerschläge fest fixiert werden würden, so sind trotzdem relativ große Spalten zwischen Implantat und Knochen sichtbar. Zudem ergibt die ungleichmäßige Beschichtungsstärke ein plumpes, aufragendes Gerüst, daß für den Patienten und auch für die Suprastruktur hinderlich und störend wirken kann.

Als Ergebnis ist folgendes festzustellen:

- Es ist nicht nötig, Gipsmodelle mit einer entsprechenden Zinnfolie zu überziehen, um einen Spielraum für die spätere Beschichtung zu gewinnen.
- Die Beschichtung wird so dünn wie möglich durchgeführt.
- Eine nachträgliche Bearbeitung eines beschichteten Gerüstes ist sehr gut mit Karborundsteinen möglich.
- Freiliegende Metallstellen können jederzeit erneut mit OSTEOCERAM N überzogen werden.
- Es ist möglich der Beschichtungsmasse Farbindikatoren beizumischen.
- Die Beschichtung ist vollständig und porenfrei.

VI. DISKUSSION

VI.1. PROBLEMATIK DER UNGLEICHMÄSSIGEN BESCHICHTUNGS- STÄRKE

Die größte Problematik liegt in der schwankenden Beschichtungsstärke. Es handelt sich hier um Stärken von 0,014 mm bis 0,45 mm. Die Folge ist die unzureichende Paßgenauigkeit des subperiostalen Gerüstes.

Zu berücksichtigen ist immer, daß die Reibungs- und Scherkräfte an den Grenzflächen der Gerüstimplantate beim Öffnen und Schließen des Mundes unerwünschte Reize auf das Gewebe und den Knochen ausüben können. Deshalb darf das beschichtete Implantat nicht lose bzw. locker auf dem Knochen aufliegen, sondern muß absolut ruhig liegen und fest fixiert sein.

Die in dieser Arbeit verwendete Zinnfolie sollte als eine Art "Platzhalter" für die spätere OSTEOCERAM-Beschichtungs-
masse fungieren. Die mikroskopischen Messungen stellten die Ungleichmäßigkeit des Glaskeramiküberzuges dar. Die Zinnfolie, als Auflage und künstlich geschaffener "Platzhalter" auf dem Gipsmodell, ist nicht nötig. Denn auf Grund einer nachträglichen Bearbeitung besteht die Möglichkeit das schaukelnde Gerüst den anatomischen Gegebenheiten des Kiefers anzupassen.

Das Implantatgerüst wird spanabhebend mit Karborundsteinen an der Gerüstbasis solange bearbeitet, bis eine optimale,

akzeptable, stabile Gerüstfixation auf dem zinnfolienfreien Gipsmodell möglich ist und die klaffenden Abstände zwischen Gerüst und Knochen beseitigt sind. Wenn bei dieser Bearbeitung das Metallgerüst sichtbar werden sollte, kann das Gerüst erneut für ca. 10 Minuten bei 700° Celsius in einen Brennofen geschoben werden. Durch Auftragen des pulverisierten OSTEOCERAM N an der besagten Stelle kann eine kleinere Reparatur unbedenklich vorgenommen werden.

Als besonderen Vorteil der Glaskeramik-Beschichtung ist die enorm große Haftkraft zu bewerten. Diese Haftkraft zwischen Glaskeramik und Metallkörper (100 N/mm^2) ermöglicht, das Gerüst besonders an den untersichgehenden Stellen durch kleine Hammerschläge auf die vier Pfeiler zu fixieren.

Da in der Beschichtungsmasse, nach dem Abkühlen des Implantates nach vorausgegangenem Brennvorgang, eine Vorspannung erreicht wird, die eine starke mechanische Belastung zuläßt, und erst dann Sprünge oder Brüche zeigt, wenn die Elastizitätsgrenze des verwendeten Metalles überschritten wird. Auf längere Zeit gesehen, ist wohl eine dauerhafte Verbindung zwischen Glaskeramik und Metallbasis zu erwarten, da die Elastizitätsgrenze des Kieferknochens wesentlich niedriger liegt. Durch den künstlich herbeigeführten, gesteigerten Kristallgehalt nimmt auch die Schlag- und Verschleißfähigkeit von OSTEOCERAM N erheblich zu. (OSTEOCERAM N hat sich bei Hüftkopfendoprothesen gut bewährt.)

Untersuchungen von KRAFT (1981) mit zylindrischem OSTEOCERAM Proben in die Femura von Kaninchen bewiesen, daß nach ca.

8 Wochen besonders im Bereich der Implantat-Kontaktfläche vereinzelt kleinere Geflechtknochen-Inseln auftraten. Es fand stets unmittelbarer Knochen-Implantat-Kontakt ohne Interposition von Bindegewebe statt. Hierbei wurde speziell das Einwachs- und Langzeitverhalten unbelasteter keramischer Implantatwerkstoffe im Knochengewebe untersucht. Nach 3 - 4 Wochen erfolgte bereits eine Stabilisierung durch Geflechtknochenstruktur. Mit der 8. Woche waren die lamellären Umbauprozesse abgeschlossen. Als Ergebnis konnte festgestellt werden, daß entzündliche und tumoröse Veränderungen im Bereich der untersuchten Knochenproben fehlten und die knöcherne Stabilisierung ohne bindegewebige Abkapselung gegeben war. Das läßt außerdem den Schluß zu, daß OSTEOCERAM als bioinertes Material keine Toxizität und Kanzerogenität aufweist. Die OSTEOCERAM-Oberfläche, die eine Verbundosteogenese erwarten läßt, muß dagegen als bioaktiv bewertet werden. (mit Ausnahme von OSTEOCERAM N und G)

VI.2. VORSCHLÄGE ZUR VERBESSERUNG DER GENANNTEN SCHWIERIGKEITEN

Man muß stets beachten, daß im wesentlichen drei Faktoren für die Implantatprognose bestimmend sind:

- das Implantat
- das Lagergewebe
- die Biomechanik.

Das Material, hier Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung als Grundgerüst und Glaskeramik OSTEOCERAM als Beschichtung, kann nur als Teilaspekt gesehen werden. Wenn also die

Voraussetzungen, wie z.B. die in der Einheilungsphase oder die in der Nutzungsphase, nicht vorhanden sind oder nicht erfüllt werden, wie kann es sinnvoll sein, von irgendeinem Material eine knöcherne Integration zu erwarten?

Käme es zu unerwünschten Reizen, die entweder von den Reibungs- und Scherkräften abhängig sind oder von der unzureichenden Paßform verursacht werden, ist die Implantation des subperiostalen Gerüsts als negativ zu betrachten und mit der Freilegung des Gerüsts zu rechnen, schlimmstenfalls mit einer überaus großen Fremdkörperreaktion, die zur Abstoßung des Implantates führt. Das Ziel des Implantatgerüsts ist immer, da es keine Intrusion und auch keine Stellungsänderung aufweist, also nur starr dem Knochen aufliegt, daß es sich in das skelettale und neuromuskuläre System einfügt, ohne irgendwelche schädigende Einflüsse auszuüben.

Als Beurteilungskriterium für die Materialentwicklung gilt die bindegewebige Trennschicht bei entlasteten und entzündungsfrei eingehheilten Implantaten. Es können also auch Relativbewegungen im Implantatlager während der Einheilungsphase, Überlastungssituationen oder sogar entzündliche Faktoren Ursachen der Bindegewebsummantelung sein.

Diese Anmerkung soll unterstreichen, daß auch auf die Suprastruktur ein großes Augenmerk zu richten ist.

Als Hilfsmittel zur Fixierung eines subperiostalen Implantates können sowohl vor als auch nach dem Knochenabdruck

Rillen in den kortikalen Knochen gefräst werden. Zum einen wird die bioinerte Schicht in ernährungsreiche Zonen versenkt, um eine Anlagerung einer zu großen Bindegewebsschicht zu unterbinden und um eine exakte Friktion möglich zu machen, zum anderen um auch eventuell atypische, anatomische Verhältnisse auszugleichen bzw. die Gerüste besser anzuformen.

Wenn z.B. der Alveolarknochen als Basis für einen Implantatpfosten vorgesehen ist und die Alveole von flachem, kortikalem Knochen begrenzt ist, dann kann man den Kieferknochen in labio-lingualer Richtung mit einem 3 - 4 mm tiefen Einschnitt versehen (LINKOW 1974). Die Implantatpfosten werden dadurch ein wenig länger angefertigt als unter normalen Bedingungen.

Um eine Prognose über die Methode der Beschichtung des subperiostalen Implantates abzugeben, wäre verfrüht, da noch keine klinischen Erfahrungen bzw. Experimente durchgeführt worden sind und die vorliegende Arbeit sich nur auf die Beschichtungsstärke der Gerüste und den daraus resultierenden Überlegungen und ihre Folgen bezieht. Zudem ergeben sich noch Schwierigkeiten in der Beschichtungstechnologie, um befriedigende Ergebnisse in Bezug auf die Paßgenauigkeit des beschichteten Gerüsts zu erhalten.

Die Paßgenauigkeit der Gerüste verliert sich auf Grund der physikalischen Gesetzmäßigkeiten beim Beschichtungsvorgang. Jedoch bleibt die Frage bestehen: Inwieweit wächst der Knochen an das mit OSTEOCERAM N beschichtete Implantat heran? Erst nach einer klinischen Erprobungsphase könnte man Aussagen machen.

VII. ZUSAMMENFASSUNG

Mit der Herstellung subperiostaler Implantate sollte die Möglichkeit der Beschichtung mit Glaskeramik (OSTEOCERAM) - hierbei speziell die Beschichtungsstärke und ihre Folgen - mikroskopisch dargestellt werden.

Dafür wurde an einem Phantommodell - hier eine mazerierte Mandibula - ein Knochenabdruck vorgenommen und davon verschiedene Gipsmodelle doubliert. Um nach Fertigung der Implantatgerüste genügend Platz für den OSTEOCERAM-Überzug zu haben, wurden drei Modelle mit verschieden starker Zinnfolie (von 0,1 mm bis 0,3 mm) überzogen und anschließend das Wachsgerüst darauf modelliert. Nach der Gerüsterstellung aus Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung wurde jedes Gerüst mit OSTEOCERAM N beschichtet. Die Beschichtungsstärken reichten von 0,014 mm bis 0,45 mm.

Scharfe Kanten und Ränder zwingen zum Ablaufen der OSTEOCERAM-Beschichtung während des Brennvorganges. Basisflächen und plane Auflagestellen hingegen neigen zu Ansammlungen des Glaskeramiküberzuges.

Die Paßgenauigkeit der Gerüste verliert sich auf Grund der physikalischen Gesetzmäßigkeiten beim Beschichtungs Vorgang.

Inwieweit ausgearbeitete, beschichtete Gerüste vom Organismus akzeptiert, bzw. in das Kausystem integriert werden, muß experimentell und klinisch abgeklärt werden.

Es ließ sich jedoch beweisen, daß diese sogenannte "Platz-

halterfunktion der Zinnfolie nutzlos ist. Die Paßgenauigkeit war bei jedem beschichteten Gerüst verändert. Nach Bearbeitung und Einschleifen der Beschichtung ließ sich nur an den Gerüsten, die auf dem Gipsmodell ohne Zinnfolie und auf dem Gipsmodell, das mit 0,1 mm starker Zinnfolie überzogen worden und modelliert waren, eine nahezu spaltfreie und stabile Auflagebasis herstellen.

Nachteilig an dieser Beschichtungsmethode ist das Zeitproblem: also zwischen dem ersten Operationstermin, dem Knochenabdruck, der Gerüsterstellung, der Beschichtung des Gerüstes, der Bearbeitung der beschichteten Implantate und zwischen dem zweiten Operationstermin, dem Eingliedern des beschichteten subperiostalen Implantates. Selbst bei exaktem Timing vergehen ca. 12 - 14 Stunden, wobei die Transportzeiten von der Klinik zum zahntechnischen Labor und schließlich zur Firma PFAUDLER unberücksichtigt bleiben.

Als Ausblick für die Zukunft verbleibt nur die in vivo Erprobung dieses Systems. Dies sollte sowohl in einem unbelasteten als auch in einem belasteten Zustand dokumentiert und erprobt werden. Erst nach einer solchen klinischen Erprobungsphase sind genauere Aussagen zu treffen.

TABELLARTSCHE SCHLUSSÜBERSICHT

WERKSTOFFANFORDERUNGEN AN KNOCHENIMPLANTATE

1. Hohe Belastbarkeit und Zähigkeit
2. Gute Formbarkeit und/oder Bearbeitbarkeit
3. Hohe Langzeitstabilität
4. Hohe chemische Beständigkeit
5. Anpassung der Oberfläche
6. Hohe Härte und gute Gleiteigenschaften
7. Hoher elektrischer Widerstand
8. Biologische Verträglichkeit und/oder
9. Positive biologische Aktivität

Punkt 1-3 gilt für den Edelstahlträger

Punkt 3-9 gilt für den Keramik-Überzugwerkstoff

EIGENSCHAFTEN DES METALLISCHEN IMPLANTATTRÄGERWERKSTOFFES

1. Supralegierung auf Ni-, Co-, Cr-, Fe-Basis
2. Hohe statische und dynamische Festigkeit
3. Große Zähigkeit
4. Hohe thermische Beständigkeit
5. Extreme mechanische Belastbarkeit (Zugfestigkeit:
ca. 130 N/mm^2)

EIGENSCHAFTEN DES IMPLANTATÜBERZUGWERKSTOFFES OSTEOCERAM N:

1. Thermodynamisch stabile Keramik
2. Absolut dicht, chemisch hochbeständig

3. Hoher elektrischer Widerstand
4. Hohe Haftkraft (100 N/mm^2) am Implantatmetall
5. Dünne ($\varnothing: 0,2 \text{ mm}$) porenfreie Keramikschicht
6. Mechanisch hoch belastbar
7. Keine Toxizität und Kanzerogenität

KONSEQUENZEN

1. Tierexperimentelle Implantattestung
2. Schaffung technischer Voraussetzungen der Herstellung beschichteter Implantate in angemessen kurzer Zeit (innerhalb 12 Stunden)
3. Eingliederung von glaskeramikbeschichteten subperiostalen Kieferimplantaten am Patienten
4. Nachkontrollen und statistische Erfassung der Patienten mit beschichteten subperiostalen Implantaten

TABELLE: EIGENSCHAFTSVERGLEICH ZWISCHEN METALLISCHEN UND
KERAMISCHEN IMPLANTATWERKSTOFFEN

Eigen= schaften Material	Elastizitäts- Modul E N/mm ²	Zugfest- igkeit N/mm ²	Druckfest- igkeit N/mm ²	Härte n. Vickers	Autor
GLAS	$7 \cdot 10^4$	70	800	600	PfauDler
KERAMIK	$6,6 \cdot 10^4$	90	1000	700	PfauDler
BIOLOX (99,7% Al ₂ O ₃ +0,25% MgO)	$38 \cdot 10^4$	300	5000	2300	Dörre
C-STAHl	$21 \cdot 10^4$	400-600	220-350	110	PfauDler
GLASKERAMIK IM STAHlVERBUND	$20 \cdot 10^4$	400-600	800-1000	600	PfauDler
FEMURKNOCHEN (KORTIKALIS, LÄNGS)	$1,5 \cdot 10^4$	124±1,1	170		Grell

SCHRIFTTUM

1. ABEL, B.:
" Die Befestigung implantierten Zahnersatzes mittels Wilpa-Schrauben." Zahnärztl. Rundschau 22, 869, (1934)
2. ACKERMANN, R.:
"Die Nadelimplantate" Lizenzausgabe Verlag Julien Prelat, Paris, Copyright b. D.A.J.O.S., Bremen (1969)
3. ANDREWS, R.H.:
" Beweise prähistorischer Zahnheilkunde in Zentral-Amerika." Funde zu Copan (Honduras), Dental Cosmos, Okt., (1893), Ref. Dent. Monatsschr. f. Zahnheilkunde 32, (1895)
4. ARNAUDOW, M.:
" Gibt es subperiostale Implantate?" Dtsch. Zahnärztl. Z. 17, 336, (1962)
" Die Abstützung zahnärztlicher Brücken durch Implantation künstlicher Wurzeln." Zahnärztl. Mitt. 60, 1308, (1970)
5. ARNAUDOW, M., U.A. GERLICH:
" Die enossale Implantationsmethode künstlicher Zahnwurzeln." Zahnärztl. Welt/Reform 81, 313, (1972)
6. AXHAUSEN, G.:
" Die allgemeine Chirurgie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde." Verlag J.F. Lehmann, München u. Berlin, (1943)
7. BEHRMANN, St.J., G.F. OGAN:
" Implantation of magnets in the jaw to aid denture retention." N.Y.State Dent.J. 19:7, 353, (1953)
8. BLUM, M.A., et MARMANDE:
" Piliers artificiels pour la prothèse dentaire." Rev. de Stomat. 1, (1948), Ref. Dtsch. Zahnärztl. Z. 1202, (1950)
9. BODINE, R.L., C. MOHAMMED:
" The histologic study of a mandible with a subperiosteal implantat." zit. n. CRANIN A.N.: "oral implantology." Ch.C. Thomas-Publishers, Springfield, USA (1970)
10. CIRIELLO, G.:
"Impianti acrilici ed innesti dentari nei tessuti mascellari a sostegno di protesi." Ital. Stom. 9, 1087, (1954)
11. CONTZEN, H.:
" Grundlagen der Alloplastik mit Metallen und Kunststoffen." Thieme Verlag, Stuttgart, (1967)
12. CRANIN, A.N.:
" The intramucosal insert: A method of maxillary denture stabilisation." in CRANIN: Oral implantology, Ch.C. Thomas-Publishers, Springfield, USA (1970)

13. PAHL, G.S.A.:
" Om möjligheten för implantation i käken av metall-skelett som bas retention för fasta eller avtagbara proteser." Odont. Tidskr. 51, 4, 440, (1943)

" Über Erfahrungen mit Gerüstimplantaten." Dtsch. zahnärztl. Z. 21, 527, (1966)
14. DIETZ, G.:
" Enossale Stiftfixation gelockerter marginal parodontischer Frontzähne." Z.W. 85, 163, (1976)
15. DÖRRE, E.:
" Erfahrungen mit dem Implantatwerkstoff Aluminium-Keramik." Coll. med. dent. 29, Der Zahnarzt Heft 4/5, (1985)
16. DONDEY, P.L.:
" Implants magnétiques." L'information dentaire 37, 905, (1955)
17. DORA, J.:
" Technische Arbeiten bei der Doraschen subperiostalen Implantation in Fällen vollständigen Zahnverlustes im Unterkiefer." Dtsch. zahnärztl. Z. 12, 23, 1660, (1957)
18. FADENHECHT, A.:
" Implantation bei einem Hunde." Österreich. Zeitschr. f. Stomatologie, 4, 117, (1908)
19. FALLSCHÜSSEL, G.K.H.:
" Zahnärztliche Implantologie - Wissenschaft und Praxis." Quintessenz-Verlag Berlin, (1986)
20. FAUCHARD, P.:
" Le Chirurgien Dentiste." Verlag Pierre-Jean Mariette, Paris, (1746)
21. FLOHR, W.:
" Implantationsverfahren für Gerüste und implantatgetragene Brücken." Zahnärztl. Praxis 7, 9, 1, (1956)
22. FISCHER, U.:
" Implantation von Kunststoffzähnen in natürliche Alveolen." Zahnärztl. Praxis 5, 9, (1954)
23. FRANTZEN, W.:
" Implantation von Loganzähnen mit Lithoidwurzeln." Zahnärztl. Wochenblatt 12, 2, (1889)

" Implantationen künstlicher Zähne." Zahnärztl. Wochenblatt 201, 278, (1891)
24. FRENKEL, G.:
" Erfahrungen mit der subperiostalen Gerüstimplantation im Unterkiefer." Das Dtsch. Zahnärztebl. 7, 1, (1957)
25. GABKA, J.:
" Klinische und experimentelle Erfahrungen mit Unterkiefer-Magnetprothesen (Magnetimplantation)." Dtsch. zahnärztl. Z. 15, 385, (1960)

26. GATZKA, K.:
" Modifizierte Herstellung der Wurzel nach Brill."
Zahnärztl. Rundschau 47, 33, 1370, (1938)
27. GERSHKOFF, H., N. GOLDBERG:
" The implant lower denture." Dent. Dig. 55, 11, 430,
(1949)
28. GREENFIELD, E.J.:
" Implantationen von Kronen- und Brückengerüsten."
Dent. Cosmos 15, 366, (1913) ; Ref. Dtsch. Zahnärztl.
W. 877, (1913)
29. GROMANN, A.:
" Untersuchungen über die Passage von ³⁵S-markierten
Mykobakterien und Staphylokokken an Perforationsstellen
von Gerüstpfählern." Diss. Kiel, (1969)
30. GÜNGERICH, :
" Implantation künstlicher Zähne." Dtsch. Monatszeitschr.
f. Zahnheilk. 5, 223, (1891)
31. HAMMER, H.:
" Zum Problem der operativen Verbesserung ungünstiger
Prothesenlager im Unterkiefer, im Besonderen durch
subperiostale Gerüstimplantationen." Dtsch. Zahnärztl.
Z. 10, 416, (1955)
32. HARTMANN, A.J.:
" Gedanken über die Implantation von künstlichen Zähnen."
Dtsch. Monatszeitschr. f. Zahnheilk. 8, 371, (1891)
33. HEGEDÜS, Z., G. Inke:
" Erfahrungen mit der Implantation von künstlichen Zahn-
wurzeln aus Methylmetacrylat." Schweiz. Monatszeitschr.
f. Zahnheilk. 67, 1, 29, (1957)
34. HEINRICH, B.:
" Schraubenimplantate." Quintess. Zahnärztl. Lit. Heft 10,
S. 21, Ref.Nr. 4431, (1971)
35. HEISS, J.:
" Die Gestaltung des Alveolarfortsatzes mit Kunstharz-
Knochenimplantaten." Zahnärztl. Rundschau 62, 21, 593,
(1953)
36. HEITMANN, E.:
" Möglichkeiten und Grenzen bei der Versorgung mit
enossalen Implantaten." Quintessenz, Ref. 6592, 3,
(1984) und Ref. 6592, 4, (1984)
37. HERVIER:
" Contribution a l'étude des résines synthétiques et de
leur emploi comme implants ou inclusions dans la pratique
odonto-stomatologique et maxillo-faciale." Rev. d.
Stoma 7, (1954)
38. HILFISCHER, H.Th.:
" Implantation künstlicher Zähne." Dtsch. Monatszeitschr.
10, 439, (1891)

39. HODOSH, M.:
"Implants of plastic teeth." J.A.M.Dent.Assoc. 60, 123,
(1960)
40. HODOSH, M., G. SHKLAR, M. POVAR:
"The totally self-supporting tooth replica polymer
implant." Oral Surg. 33, 1022, (1972)
41. HOFFMANN-AXTHELM, W.:
"Fremdkörperimplantation vor 175 Jahren." Quintess.
Ref. 6660, 9, (1984)
42. HOPPE, W.:
"Pathologisch-anatomische Grundlagen für alloplastische
Implantationsverfahren im Kiefer." Quintessenz der zahn=
ärzt. Implantologie, Münchner Symposium, S. 53, Kap. II,
(1970)

"Das Lagergewebe subperiostaler Gerüstimplantate."
Carl Hanser Verlag, München, (1961)
43. HOPPE, W., H. BREMER:
"Experimenteller Beitrag zur enossalen Implantation
alloplastischen Materials im Kieferbereich." Dtsch.
zahnärzt. Z. 1, 10, 551, (1956)
44. JACOBS, H.G.:
"Implantologie und Zahnersatz." Carl Hanser verlag,
München, Wien, (1976)
45. JACOBS, H.G., Th. KIRSCH, S. LEHNERT:
"Vorläufige technische und histologische Ergebnisse
tiereperimenteller Untersuchungen nach Eingliederung
von enossalen Implantaten unter Berücksichtigung metal=
lurgischer Gesichtspunkte." Dtsch. zahnärzt. Z. 29, 201,
(1974)
46. JUNG, F.:
"Die Elastizität der Skeletteile des GebiR-Systems."
Stoma. 5, 74, (1952)
47. KANTH, L.:
"Die Formgebung eines enossalen Implantates zur Dämpfung
des Kaudrucks." Dtsch. zahnärzt. Z. 27, 229-235, (1972)

"Titanplasma-beschichtete intramobile Konusimplantate."
ZWR. 12, 43-53, (1982)
48. KAWAHARA, H., M. HIRABAYASHI, T. SHIKITA:
"Single crystal alumina for dental implants and bone
screws." J. Biomed. Mat. Res. 14, 597, (1980)
49. KILLEBREW, R.:
"The mandibular implant denture." J. Prosth. Dent. 2,
5, 618, (1952)
50. KIRSCH, A., K. DONATH:
"Tierexperimentelle Untersuchungen zur Bedeutung
der Mikromorphologie von Titanimplantatoberflächen."
Zahnärzt. Implantologie 1, 35 - 40, (1984)

51. KOCH, W.L.:
" Die zweiphasige enossale Implantation von intramobilien
Zylinderimplantaten - IMZ." Quintess. 27, Ref. 5395,
(1976)
52. KÖLE, H.:
" Zehn Jahre operative Implantat-Technik-Erfahrungen und
Ergebnisse." Z. Stoma. 60, 347, (1963)
53. KÖLE, H., G. Plischka:
" Erfahrungen mit subperiostalen Gerüstimplantaten."
Österreich, z. Stoma, 35, 257, (1956)
54. KOVACS, g., E. GUZSAL:
" Über die Entstehung der bindegewebigen Kapsel bei sub=
periostalen Implantaten und ihre Bewertung." Dtsch.
zahnärztl. Z. 19, 901, (1964)
55. KRAFT, K.:
" Untersuchungsergebnis zur biologischen Testung aus=
gewählter keramischer Beschichtungsmaterialien."
Diss., Frankfurt, (1981)
56. KREKEL, A.P.:
" Sind Implantate praxisreif?" Zahnärztl. Prax. 21, 101,
(1970)
57. KREKELER, G., W. SCHILLI:
" Das ITI-Implantat Typ H: Technische Entwicklung;
Tierexperiment und klinische Erfahrung." Quintess. 12,
Ref. 6690, (1984)
58. LÄSSIG, H.:
" Etruskische Zahnärzte entwickelten eine sehr beacht=
liche Prothetik." ZM 18, (1984)
59. LEDERMANN, Ph. D.:
" Das TPS-Schraubenimplantat nach siebenjähriger An=
wendung." Quintess. 11, Ref. 6678, (1984)
60. LEDERMANN, Ph.D., A. Kallenberger, B.A. Rahn:
" Klinik, Radiologie und Histologie eines TPS-Schrauben=
resektates." Quintess. 3, Ref. 6702, (1985)
61. LEW, J.:
" Dental Report 1973." Medica Verlag, Stuttgart, (1973)
62. LEW, J., J. KERSTENBAUM:
" Implant Button Technique for Denture Prosthesis."
Dent. Dig. 59, 298, (1953)
63. LHOTSKY, B.:
" Zur Klinik und Prognose der Nadelimplantate."
Zahnärztl. Praxis 20, 259, (1969)
64. LINKOW, L.J.:
" The blade-vent - a new dimension in endosseus implants."
J. Oral. Impl. and Transpl. Surg. 12, 35, (1966)

- " Endosseous Oral Implantologie." A seven year Progress Report, Dent. Clin. North Am., 14, 185, (1970)
- " Some variant designs of subperiostal implant." Oral. Impl., 2, 190, (1972)
- " Atypische subperiostale Implantationen." Orale Impl. 2, Nov., (1974)
65. LINKOW, L.J., K.G. HILLS:
" An evaluation of the unilateral implant." A five year Report, Dent. Dig., 64, 38, (1958)
66. LOECHNER, P.S.:
" Surgical, Clinical and Histopathologic Notes on the Human Implant Denture." J. Impl. Dent. 1, 23, (1954)
67. MAGGIOLO, J.:
" Manuale de l'art dentaire." zit. n. KIRK, E.C., Dent. Cosmos (1913) u. zit. n. HOFFMANN-AXTHELM, W., Quintess. 9, (1984)
68. MARX, H.:
" Die funktionsbedingten elastischen Deformierungen der menschlichen Mandibula." Med. Habil-Schrift, Mainz, (1966)
69. MARZIANI, L.:
" Methode der subperiostalen Tantal-Implantationen in einer Sitzung." Österreich. Z. f. Stoma. 51, 11, 577, (1955)
70. MAUREL, G., M.A. ROTTEMBERG:
" Inclusions d'organes dentaires en acrylique." Rev. odont. 4, 224, (1952)
71. MEHNERT, H.:
" Zur Indikation subperiostaler Gerüstimplantate." Quintess. zahnärzt. Lit. Ref. 5441, (1976)
72. MEISSNER, A.:
" Ergebnisse weiterer Untersuchungen über die Befestigung der Prothese in der zahnlosen Mundhöhle durch chirurgischen Eingriff." Ref. Dtsch. Monatszeitschr. f. Zahnheilk. 168, (1929)
73. MEYLAN:
" Chévilles alvéolaires essais de métallisations alvéolaires." Inf. dent. 46, (1954)
74. MOSSDORF, M.:
" Implantations- und Implantat-Magnet-Prothese." Zahnärztl. Praxis 3, 17, (1952)
75. MÜHLEMANN, H.R.:
" Stabilität von Implantaten." Zahnärztl. Praxis 26, 130, (1975)
76. MÜLLER, K.:
" Das Titanodont Subcortical Implantsystem." Quintess. 4, Ref. 6604, (1984)

77. MÜLLER, R.:
" Zum Vortrag Immenkamp aus Bericht d. 74. Tg. d. Gesellschaft f. Mund-, Zahn- und Kieferheilkunde." Düsseldorf (1937), S. 45, S. 53
78. MÜNCH, M.:
" Das Sofortimplantat nach Münch." ZM. 13, (1983)
79. MÜNCHNER SPÄTIMPLANTAT, Quintess. 10, (1984)
80. MURATORI, G.:
" L'implant endo-osseux á subrastructure amovible et fixe de E' intervention á la prothese." Parma, Italien, (1969)
81. MUTSCHELKNAUSS, E.:
" Enossale Implantate von Porzellankörpern." Quintess. zahnärzt. Lit. 21, 19, (1970)

" Extensions-Implantate aus Aluminiumoxid-Keramik." Quintess. zahnärzt. Lit. Ref. 5623, (1977)
82. NICOLE, R.:
" Metallschädigung bei Osteosynthesen." Helvet. Chir. Acta (1947), Supplementum III, Vol. 14
83. OBWEGESER, H.:
" Chirurgische Vorbereitung der Prothese in Praxis der Zahnheilkunde." Bd. II, Hrsg. von D. Hanifelder, L. Hupfau, W. Ketterl und G. Schmith, Verlag Urban & Schwarzenberg, München, Berlin, (1969)
84. OGUS, W.:
" Research report on Implantation of Metals." Dent. Dig. 58, 2, 63, (1951)
85. OSBORN, J., Th. WEISS:
" Hydroxylapatitkeramik - ein knochenähnlicher Biowerkstoff." Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 88, 1166 -1172, (1978)
86. PAPE, H.D., R. HEISS:
" Pathologische Befunde bei enossalen und subperiostalen Implantaten." Dtsch. zahnärzt. Z. 32, 308, (1977)
87. PERRY, S.G.:
" Mehrere Fälle von Implantationen." Korr. f. Zahnheilk. 357, (1888)
88. PFAFF, Ph.:
" Abhandlung von den Zähnen des menschlichen Körpers und deren Krankheiten." Hande u. Spener, Berlin (1756), Nachdruck Olms, Hildesheim (1966)
89. PICTON, D.C.A., R.B. HONNS, D.J. WILLS, W.J.R. DARIES:
" The relationship between the mechanism of tooth and implant support." Oral Sci. Rev., Kobenharn 5, 3, (1974)
90. PLISCHKA, G.:
" Das intraossale Implantat." Quintess. zahnärzt. Lit. 20, 25, (1969)

91. PRUIN, E.H.:
" Implantationskurs in der Odonto-Stomatologie."
Quintess. Verlag, Berlin, (1974)
92. RANDZIO, J.:
" Zur Formgebung enossaler Dentalimplantate." Diss.
Hannover, u. Oral. Implant. 4, (1976), u. Oral. Implant.
5, (1977)
93. RANDZIO, J., E. KIRLIC:
" Untersuchungenbefunde bei mehrjährigen enossalen und
subperiostalen Dentalimplantaten." Zahnärztl. Praxis
10, (1984)
94. RAUSCHER, W.:
" Kunstwurzelimplantat." Zahnärztl. Rundschau 11, 287,
(1955)
95. REES, H.:
" Untersuchungen über die Schrankenfunktion des Epi-
thelansatzes am Implantatstift." Diss., Kiel, (1966)
96. REHBERG, H.J.:
" Metallimplantate und Korrosion." Zahnärztl. Welt/
Reform 81, 1018, (1972)
97. REICHENBACH, E.:
" Gerüstimplantationen für prothetische Zwecke." Dtsch.
zahnärztl. Z. 10, 447, (1955)
98. REINMÖLLER, C.:
" Über Zahnimplantationen." Verhandl. d. V. Int. Zahn-
ärzte-Kongress, Frankfurt, (1909)
99. RHEINWALD, U.:
" Ergebnisse und Probleme der Metallgerüstimplantate."
Zahnärztl. Praxis 19, 37, (1968)

" Die Quintessenz der zahnärztlichen Implantologie."
Das Münchner Symposium 1970, Quintess. Verlag (1971)
100. RIALLAND:
" Le bridge béquillé." Rev. franc. d'odonto-Stomat. 3,
(1955)
101. RIESS, G.:
" Klinische Erfahrungen mit Tricalciumphosphat-(TCP)-
Implantaten." Quintess. 5, Ref. 5767, (1978)

" Bioreaktive Implantate in der Zahnheilkunde." Quintess.
Verlag, Berlin, (1985)

" Das TCP-Magnetsystem." Quintess. 1, Ref. 6830, (1986)
102. ROGHE, M.:
" Erfahrungen mit intraossalen Implantaten aus Kunst-
stoff." Zahnärztl. Praxis 12, (1956)

103. SANDHAUS, S.:
" Considerations implantologiques: C'implant C.B.S.." *Revue trimestrielle d'implantologie*, Lausanne, 7, 27, (1969)

" Wissenschaftlicher Beitrag zum Gebiet der Oralhabilitation mit Hilfe des Implantationsverfahrens C.B.S. ." *Zahnärztl. Welt/Reform* 80, 567, (1971)
104. SCHARBACH, H.:
" Ein neuer Verbundwerkstoff für die Skelettimplantologie." *Zahnärztl. Praxis* 3, (1982)
105. SCHLEGEL, D.:
" Bayerischer Zahnärztetag 1972." *Bay. Zahnärztebl.* 11, 146, (1972)

" Grundlagenuntersuchungen im Rahmen der Implantologie." *Ref. 8, Regionaltagung D.G.Z.J., Hannover, Febr. (1974)*
106. SCHMIDT, H.J.:
" Die Implantation des Sattelimplantates aus Stahl unter dem Zahnfleisch als Brückenpfeiler." *Dtsch. Stoma.* 5, 220, (1955)
107. SCHMUTZIGER, F., H. OBWEGESER:
" Erfahrungen mit Gerüstimplantaten am Züricher Zahnärztlichen Institut." *Schweiz. Monatsschr. Zahnheilkd.* 68, 890, (1958)
108. SCHNEIDER, H.:
" Die aseptische Implantation einer neuen künstlichen Zahnwurzel." *Z. f. Stoma.* 35, 12, 806, (1937)
109. SCHROEDER, A.:
" Die subperiostale Goldnetzimplantation in einer Sitzung." *Schweiz. Monatszeitschr. Zahnheilkd.* 67, 23, (1957)
110. SCHRÖDER, K.:
" Replantation und Transplantation." *Korr. f. Zahnärzte* 40, 271, (1911)
111. SCHULTE, W., G. HEIMKE:
" Tübinger-Sofort-Implantat." *Quintess. zahnärztl. Lit.* 27, Ref. 5456, (1976)
112. SCHWENZER, N., G. GRIMM:
" Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde." *Bd. II, Kap. 14, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, (1981)*
113. SCHWINDLING, R.:
" Subperiostale Implantation gegossener Chrom-Kobalt-Molybdän-Gerüste innerhalb 8 Stunden." *Dtsch. zahnärztl. Z.* 13, 18, (1958)

" Alloplastische Implantate in der Zahnheilkunde." *Carl Hanser-Verlag, München, (1960)*

114. SCIALOM, J.:
" Die Nadel-Implantate." Zahnärztl. Welt/Reform 16, 565,
(1962)
115. SITZMANN, G.:
" Die intraorale Magnetimplantation als Halteelement
für Totalprothesen." Dtsch. Zahnärztl. Z. 29, 211,
(1974)
116. SKINNER, P.R.:
" Intrososseous Implant for stabilisation and retention
of upper denture." Dent. Dig. 57, 202, (1951)
117. SPAHN, F.P.:
" Untersuchungen zu einem T-förmigen Implantat für die
orale Implantologie." Ed. Société Implantaire Inter-
nationale, Paris, (1977)
118. SPIEKERMANN, H.:
" Enossale Implantate in der prothetischen Zahnheilkunde;
Klinische Erfahrungen und tierexperimentelle Unter-
suchungen." Habilitationsschr., Düsseldorf, (1978)
119. STAEGEMANN, G.:
" Vorläufige Mitteilungen über die Verwendung einer
Kunststoff-Elfenbein-Kombination als alloplastisches
Implantationsmaterial." Dtsch. Stoma. 3, 8, 225, (1953)
120. STALLARD, R., A.El. GENEIDY, H.J. SKERMAN:
" Current Research Findings on the Vitreous Carbon Tooth
Root Replacement System." Dtsch. Zahnärztl. Z. 29, 746,
(1974)
121. STEINER, A.E., S. SCHMIDINGER:
" Die Versorgung des zahnlosen Patienten mit Implantat-
gelagertem Zahnersatz." Orale Implant. 3, Juli, (1975)
122. STROCK, A.E.:
" Experimental work on a methode for the replacement of
missing teeth by direct implantation of a metal support
into the alveolus." Am. J. Orthod. 25, 467, (1939)
123. STRUNZ, V., M. BUNTE, R. STELLMACH, U.M. GROSS, K. KÜHL,
H. BRÖMER, K. DEUTSCHER:
" Bioaktive Glaskeramik als Implantatmaterial in der
Kieferchirurgie." Dtsch. Zahnärztl. Z. 32, 287, (1977)
124. TETSCH, P., G. DOHM:
" Parodontologische Maßnahmen bei enossalen Implantaten."
ZM 21, 2443, (1984)
125. TETSCH, P., F. PEPPMEIER:
" Klinische und röntgenologische Untersuchungen über
verschiedene enossale Implantationsverfahren." Dtsch.
Zahnärztl. Z. 28, 895, (1973)
126. TOTO, P.D., M.C. CHOUKAS, D.D. SANDERS:
" Reaktion of bone and mucosa to implanted magnets."
J. Dent. Res. 41, 1438, (1962)

127. TRAININ, B.:
" The fixed-removable Implant Bridge." J. Implant.
Dent. 3, 26, (1957)
128. TRAMONTE, St.:
" A further report on intraosseous implants with
improved drive screws." J. Oral. Impl. and Transpl.
Surg. 11, 35, (1965)
129. TRAUNER, R.:
" Was können wir heute über die Methode der Gerüst=
implantation sagen?" Dtsch. Zahn-, Mund- u. Kiefer=
heilkd. 26, 445, (1957)
130. VACHUDA-LENK:
" Theorie und Praxis der partiellen Prothese." Verlag
W. Maudrich, Wien, (1952)
131. WEINBERG, B.:
" Subperiosteal Implantation of a Vitallium Artificial
Abutment." Dent. Dig. 40, 549, (1950)
132. WIRTZ, J.:
" Die Transfixation von Stegpfählern im Unterkiefer."
Zahnärztl. Welt/Reform 79, 721, (1970)
133. WOOD, R.D.:
" Induktion of pressure bone resorption in animals
using platinum-cobalt-magnets." Med. Diss. Indianapolis,
USA, (1963)
134. YOUNGER:
" Implantation of teeth." Arch. Dent. Nov. (1886),
Ref. DM. f. Z. V, 3, 114, (1887)
135. ZITTER, H., E. FRANK:
" Metallische Implantate in der Knochenchirurgie."
Speyer-Verlag, Wien-New York, (1971)
136. ZNAMENSKY, N.N.:
" Implantationen künstlicher Zähne." Dtsch. Monats=
zeitschr. f. Zahnärzte 9, 87, (1891)

DANKSAGUNG

Herrn Prof. Dr. Dr. H. H. GRASSER danke ich für die
freundliche Überlassung der Arbeit.

Ferner danke ich

Herrn Dr. Dr. H. H. BARTH (Klinik für Zahn-, Mund- und
Kieferkrankheiten, München),

Herrn Direktor H. SCHARBACH (PFAÜDLER Werke AG, Schwetzingen),

Herrn Dr. O. WOHOTSKY (Technische Universität, München),

der Firma ESPE (Seefeld/Oberbayern)

und der Firma ZEISS (München)

für die Unterstützung während der Ausführung der Arbeit.

LEBENS LAUF:

Name: W Ü S T I N G E R, Eva Ingeborg
Geboren: 23.01.1953 in Ergoldsbach/Ndby.
Eltern: Hanns Wüstinger, Zahnarzt
Gerda Wüstinger, geb. Fiedler,
Zahntechnikerin

Schulischer und beruflicher Werdegang:

Sept.1959 - Juli 1963	Grundschule in Ergoldsbach
Sept.1963 - Juli 1967	Gymnasium in Niederviehbach/Ndby.
Sept.1967 - Juli 1973	Gymnasium in München
Juli 1973	Abitur
WS 1973/74 - WS 1974/75	Studium der Physik, LMU München
Aug.1974 - Juli 1975	Berufsschule und Ausbildung zur Zahnarzthelferin in Marburg/Hessen
Aug.1975 - Juli 1979	Berufsausübung als Zahnarzthelferin an der Universitäts-Zahnklinik, München
WS 1979/80 - SS 1985	Studium der Zahnheilkunde an der LMU München
März 1984 - April 1984	Famulatur an der Universität von Chiang Mai, Thailand
Aug.1985 - Jan.1986	Zahnärztliche Prüfung
Febr.1986	Zahnärztliche Approbation
April 1986	Berufsausübung als Ausbildungs= assistentin in einer freien Praxis, München
April 1987	Assistentin an der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten, Prothetische Abteilung, München

